

Direction des bibliothèques

AVIS

Ce document a été numérisé par la Division de la gestion des documents et des archives de l'Université de Montréal.

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

This document was digitized by the Records Management & Archives Division of Université de Montréal.

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal

**« Préservation du stock osseux acétabulaire lors de l'arthroplastie de la
hanche : étude clinique randomisée et étude de modélisation par
ordinateur »**

Par Martin Lavigne MD FRCS

Département des Sciences Biomédicales
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maître
en Sciences Biomédicales
Août 2007

© Martin Lavigne 2007

Université de Montréal



Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

« Préservation du stock osseux acétabulaire lors de l'arthroplastie de la hanche : étude clinique randomisée et étude de modélisation par ordinateur »

Présenté par :

Martin Lavigne MD FRCS

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Nicholas Newman MD, président rapporteur
Jacques A. deGuise PhD, directeur de recherche
Julio Fernandes MD MSc, co-directeur
Natalia Nuño PhD, co-directrice
Yvan Petit PhD, membre du jury
Yves Laflamme MD, membre du jury

Résumé et mots clés

La préservation d'os est un but important de l'arthroplastie totale de la hanche (PTH) et représente un avantage du resurfaçage de la hanche (RH) en facilitant la chirurgie de reprise. Cette technique préserve l'os au fémur mais est susceptible d'en sacrifier plus au bassin. La première partie de l'étude vise à vérifier cette croyance en comparant la conservation d'os entre la PTH et le RH. 210 patients ont été randomisés pour recevoir une PTH ou un RH avec composante acétabulaire non cimentée. Aucune différence n'a été retrouvée entre la moyenne des tailles des composantes acétabulaires (54.7 mm pour PTH et 54.9 mm pour RH). Cette étude clinique a démontré que la résection osseuse acétabulaire est comparable entre les deux techniques.

Dans le but d'optimiser la préservation osseuse durant la PTH et le RH, la deuxième partie de l'étude avait pour but d'évaluer l'influence de la taille acétabulaire, de son dessin et la profondeur de son implantation sur la quantité d'os réséquée sur un modèle de simulation par ordinateur. Les simulations ont démontré une perte osseuse disproportionnellement grande par rapport au faible gain de surface de contact entre l'os et la cupule lorsque le diamètre, la profondeur d'implantation et l'angle de couverture de l'implant sont augmentés. La plus faible quantité d'os réséquée ($6,2 \text{ mm}^3$) produisant une surface de contact optimale a été obtenue avec le dessin 165° , de taille et profondeur optimale. Le chirurgien devrait être au courant de l'influence relative de la technique chirurgicale et du dessin de l'implant sur la quantité d'os sacrifiée au bassin pour optimiser la préservation osseuse durant l'arthroplastie de la hanche.

Mots clés : prothèse de hanche, resurfaçage de hanche, résection osseuse, perte osseuse, préservation osseuse, technique chirurgicale, composante acétabulaire

Summary and key words

Bone preservation is considered an important goal of total hip arthroplasty (THA) to facilitate revision surgery. This has led to resurgence of interest in total hip resurfacing (SRA). This technique, although being conservative on femoral bone, is felt to sacrifice more acetabular bone. The first part of this study challenged this assumption by comparing acetabular bone conservation after THA and SRA. 210 subjects were randomly assigned to receive THA or SRA with uncemented fixation of acetabular components. No significant difference was found between groups for the average acetabular implants diameter (54.7 mm for THA and 54.9 mm for SRA). This study showed that bone removal on the acetabular side of SRA is comparable to THA.

In order to further optimize acetabular bone preservation during hip arthroplasty, the second part of the study assessed the influence of acetabular component diameter, design and insertion depth on the amount of bone removed during acetabular preparation by simulated reaming in a 3-D pelvic model. The least amount of bone loss (6,2 mm³) providing optimal bone contact with the acetabular articular surface occurred with a 165° cup design. Increase in reamer diameter, reaming depth and subtending angle of the reamer resulted in disproportionately large bone loss compared to the relatively small increase in the reamer-bone contact area. Surgeons must be aware of the relative influence of the reaming technique and the implant design on the amount of acetabular bone resection to optimize acetabular bone preservation during primary hip arthroplasty.

Key Words: Hip arthroplasty, hip resurfacing, bone resection, bone loss, bone preservation, bone conservation, surgical technique, acetabular component

Table des Matières	Page
Résumé et mots clés	III
Summary and key words	IV
Table des matières	V
Liste des figures	VIII
Liste des tableaux	XI
Liste des abréviations	XII
Remerciements	XIII
Chapitre 1	
1.1 Introduction générale	1
1.2 Objectifs du travail de recherche	6
Chapitre 2 : ÉTUDE CLINIQUE	7
2.1 Contribution de l'étudiant à l'article 1	7
2.2 Introduction à l'article 1	8

2.3 Recension de la littérature	11
a) Première génération de resurfaçage	11
b) Dernière génération de resurfaçage	12
 Chapitre 3	 16
3.1 Méthodologie de l'étude clinique	16
Devis d'étude	16
Population de l'étude	16
Critères d'inclusion dans l'étude	16
Critères d'exclusion	16
Déroulement de l'étude	17
Recueil des données	18
Évaluation radiologique	19
Mesures d'efficacité	19
Critères primaires	19
Critères secondaires	19
Évaluation statistique	20
Taille de l'échantillon	20
Analyses statistiques	20
Considérations éthiques	21
	22
 Chapitre 4	
4.1 Article original 1	22

Chapitre 5	42
5.1 Discussion sur l'étude clinique	42
5.2 Conclusion de l'étude clinique	43
 Chapitre 6 : ÉTUDE DE SIMULATION PAR ORDINATEUR	 45
6.1 Contribution de l'étudiant à l'article 2	45
6.2 Introduction à l'article 2	46
6.3 Recension de la littérature	47
 Chapitre 7	 49
7.1 Méthodologie de l'étude de simulation par ordinateur	49
 Chapitre 8	 51
8.1 Article original 2	51
 Chapitre 9	 73
9.1 Discussion sur l'étude de simulation par ordinateur	73
9.2 Conclusion de l'étude de simulation par ordinateur	75
 Chapitre 10	 76
10.1 Conclusion générale et recommandations	76
Bibliographie générale	77
Annexes	80

Liste des figures (excluant les articles)

Page

Chapitre 1

- Figure 1: Prothèse totale de hanche conventionnelle : a) cupule 3
acétabulaire non cimentée (avec vis), pièce de
polyéthylène et tête de 28mm de diamètre
b) radiographie post opératoire démontrant l'installation
d'une PTH c) tige fémorale.
- Figure 2 : Préparation du fémur pour recevoir une a) PTH 4
(résection de la tête et du col fémoral) et b) et c) un
resurfaçage (formation d'un cylindre osseux avec
résection de la partie sphérique de la tête fémorale
seulement).
- Figure 3 : a) Composante fémorale de resurfaçage et sa 10
composante acétabulaire correspondante et b)
radiographie post opératoire d'un resurfaçage total de la
hanche.

Chapitre 9

- Figure 4 : Technique de préparation classique de la cavité 74
acétabulaire avec a) approfondissement du fraisage
jusqu'au fond de la cavité et b) utilisation de fraises de
diamètre plus grand pour obtenir un saignement adéquat
de l'os.

Liste des figures des articles

Page

Chapitre 4: Figures de l'article 1

- Figure 1: A) The Allofit (Zimmer, Warsaw) acetabular component 38
 presents a double radius design and a flattened pole.
 B) The Durom (Zimmer, Warsaw) acetabular
 component has a spherical shape with an arc of circle
 of 165 degrees and a flattened pole. Both components
 present heights (h) within 1 mm of difference (for
 component diameter of 48 to 62 mm)

Chapitre 8: Figures de l'article 2

- Figure 1: Three designs of the acetabular component and their 63
 corresponding reamers based on their subtending angles,
 which determine their heights
 Figure 2: Computer simulation representing the cup implanted in 64
 the optimal position, at 45° of abduction and 30° of
 anteversion, with the edge of the component covered by
 bone
 Figure3: Computer simulation showing reamer-bone contact area 65
 (in red) at optimal position and depth for a 58 mm/165°
 reamer in the optimal position and depth
 Figure 4: Volume of bone resected (mm³) with different reamer 66
 diameters (mm) of the three different designs at optimal
 reaming depth. The shadowed area on the graph
 represents at least 75% reamer outer surface in contact
 with bone. Numbers in parentheses represent the
 percentage increase in bone resection compared to the
 58 mm/165° reamer
 Figure 5: Volume of bone resected (mm³) at different depths of 67
 implantation (mm) with the 3 58-mm reamer designs
 (165°, 170° and 180° subtending angle designs). The

dotted line shows 75% bony contact with the reamer outer surface. Numbers in parentheses represent the percentage increase in volume of bone resection compared to optimal reaming (reaming depth of 0 mm) with the 165° design reamer

Figure 6: Computer simulation showing reamer-bone contact area 68
when the 58 mm/165° reamer was medialised by 3 mm.
The horseshoe shape of the acetabulum disappeared
and 85% of the reamer surface was in contact with bone

Liste des tableaux

Page

Tableaux de l'article 1

Tableau I: Demographic data and diagnosis for the SRA and THA groups 37

Tableau II: Acetabular component diameters and acetabular component stability for both groups 38

Tableaux de l'article 2

Tableau I: Amount of bone resected with absolute values and percentage of reamer-bone contact area achieved using 58 mm reamers of 3 different designs based on their subtending angles 69

Liste des abréviations et sigles

Abréviations françaises

PTH : prothèse totale de hanche

RH : resurfaçage de la hanche

Abréviations anglaises :

3-D : three dimensional

SRA : total hip resurfacing

THA : total hip arthroplasty

Sigles:

° : degrés

mm³ : millimètres cubes

% : pourcentage

Remerciements

Ce mémoire ne saurait être complet sans les affectueux remerciements à ma famille pour les nombreuses heures de patience m'ayant permis de compléter ce travail de recherche.

Des sincères remerciements sont également dirigés envers mes collègues et collaborateurs qui m'ont appuyé dans ce projet.

Chapitre 1

1.1 Introduction générale

L'ostéo arthrose est une maladie dégénérative affectant le cartilage articulaire. La hanche est une des 4 articulations les plus souvent affectées par cette maladie, les autres étant le genou, l'articulation métacarpo phalangienne du premier orteil et l'articulation métacarpo carpienne du pouce [1]. On estime que plus de 30% de la population de plus de 60 ans souffre de symptômes reliés à l'arthrose de la hanche [2]. Cette maladie lentement progressive se manifeste ultimement par des douleurs et une perte de mobilité importante résultant en une incapacité fonctionnelle.

Le développement de l'arthrose de la hanche est habituellement secondaire à des maladies acquises de la hanche (glissement épiphysaire, maladie de Legg-Calvé-Perthes, dysplasie acétabulaire) [3], l'infection, l'ostéo nécrose, les traumatismes articulaires, les maladies inflammatoires systémiques ou l'accrochage fémoro acétabulaire [4]. D'autres facteurs ont également une influence sur l'incidence de l'ostéo arthrose de la hanche, dont l'obésité [5], la race (plus fréquent chez les caucasiens), la génétique, le type de travail et les activités sportives [6].

Le traitement initial de l'arthrose est conservateur et est orienté vers le contrôle de la douleur et le maintien de la mobilité. Chez les patients plus jeunes souffrant d'arthrose légère secondaire à une malformation osseuse, une ostéotomie de réalignement peut être pratiquée. Lorsque la douleur et l'impotence fonctionnelle résultant de l'arthrose plus sévère ne peuvent être contrôlée par le traitement analgésique, la chirurgie de remplacement articulaire artificiel (prothèse totale de la hanche (PTH)) reste la seule option puisque la dégénérescence cartilagineuse est irréversible. Le remplacement articulaire de la hanche ou du genou sont des interventions orthopédiques très fréquentes au Canada, le nombre d'implantations ayant doublé en 10 ans. On estime à environ 57 000 le nombre d'implantations qui ont eu lieu en 2006 [5].

Le remplacement articulaire de la hanche, initialement développé pour les patients plus âgés, est une technique très reproductible qui donne d'excellents résultats cliniques. La survie des implants 20 ans après la chirurgie s'élève à 95% chez les patients de plus de 70 ans [7]. Par contre, en étendant la pratique de cette technique vers une clientèle plus jeune, les résultats cliniques obtenus sont bien inférieurs. La survie des implants 15 ans après la première chirurgie chez les hommes de moins de 55 ans souffrant d'ostéo arthrose de la hanche est estimée à seulement 66% [8].

Le nombre de reprises de PTH (causées par un descellement ou l'usure de l'implant, l'infection, les dislocations ou fractures) représente annuellement environ 10% du nombre d'implantations totales de prothèses. Avec le vieillissement de la population et l'augmentation de l'incidence de l'arthrose chez le jeune patient, le nombre de chirurgies de remplacement articulaire poursuivra sa croissance plus rapidement dans la décennie à venir et le nombre de reprises augmentera en conséquence, en particulier chez les plus jeunes patients [9].

Les résultats cliniques de la reprise sont inférieurs à ceux de l'implantation primaire, avec plus de morbidité et un risque de complications augmentées [10-12]. En particulier, la dégradation de l'os au fémur et au bassin qui se produit lors d'un descellement d'un implant représente un défi important lors de la chirurgie de reprise. Les déficits osseux doivent être comblés par l'utilisation de greffe osseuse ou d'implants métalliques et par l'utilisation de composantes prothétiques de plus grande taille pour assurer la stabilité de la reconstruction [13-15]. Le coût de l'implantation primaire varie entre 8 000\$ et 13 000\$ CDN tandis que celui de la reprise peut s'élever jusqu'à 21 000\$ [16, 17]. Dans ce contexte, le développement d'implants primaires plus durables et favorisant la conservation de l'anatomie osseuse du patient s'avèrerait une solution à ce problème, en particulier chez le jeune patient qui peut faire face à plusieurs chirurgies de reprises durant sa vie.

La prothèse de hanche conventionnelle consiste en une tige insérée dans le fémur (appelée tige fémorale) avec ou sans ciment, sur laquelle on appose une tête fémorale sphérique. Celle-ci s'articulera avec une pièce (appelée composante acétabulaire) qui sera fixée dans la cavité acétabulaire (Figure 1).

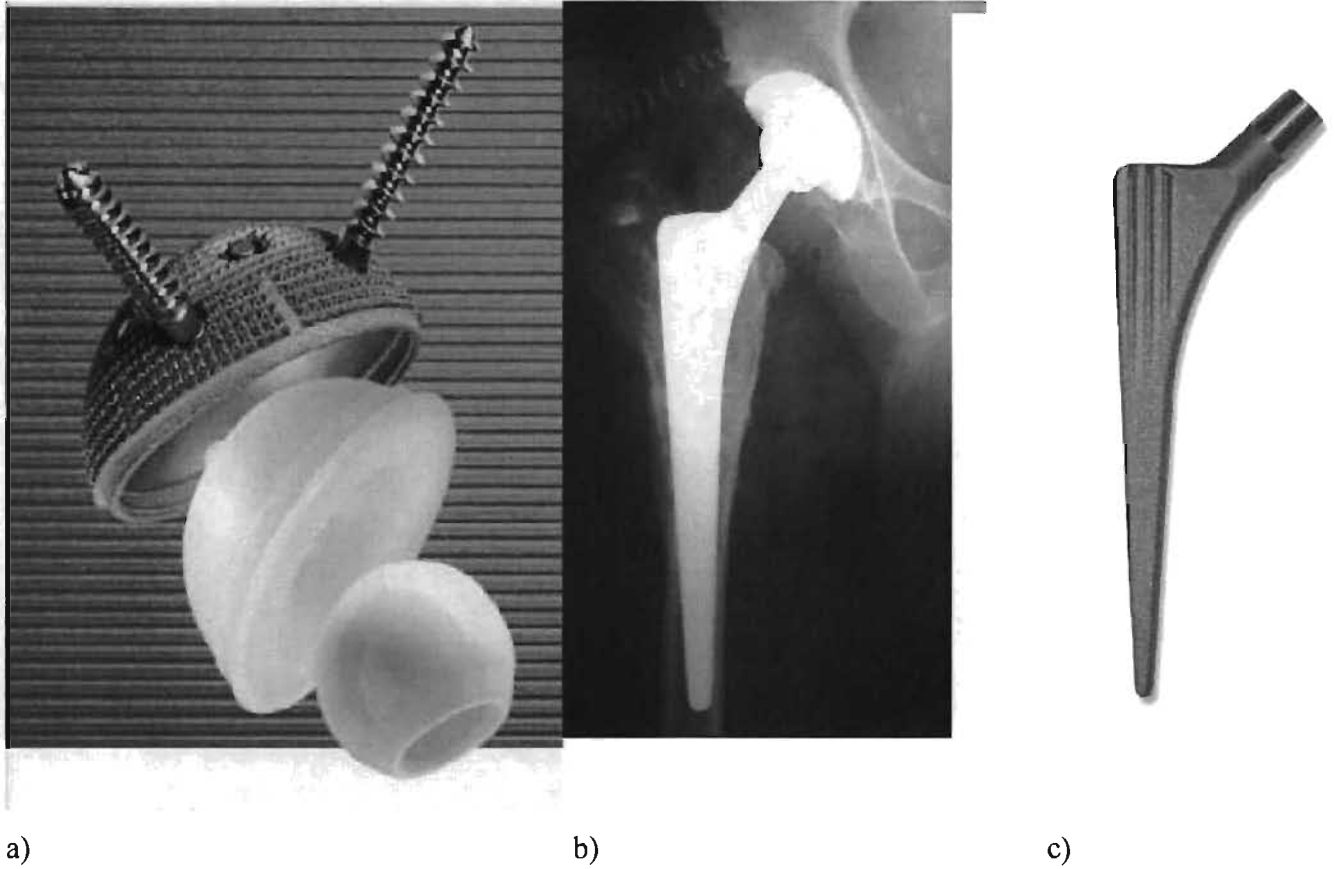


Figure 1 : prothèse totale de hanche conventionnelle : a) cupule acétabulaire non cimentée (avec vis), pièce de polyéthylène et tête de 28mm de diamètre b) radiographie post opératoire démontrant l'installation d'une PTH c) tige fémorale.

Durant la dernière décennie, beaucoup d'emphasis a été mis sur le développement d'alternatives à la tige fémorale conventionnelle dans le but de préserver le capital osseux au fémur et ainsi favoriser la reprise de la chirurgie si elle s'avérait nécessaire [18]. Des tiges fémorales plus petites ont été introduites sur le marché et le resurfaçage de la hanche, la technique de remplacement articulaire de la hanche conservant le plus d'os au fémur, a regagné en popularité.

Le resurfaçage de la hanche est une technique de remplacement articulaire différente de la prothèse de hanche conventionnelle [19]. Lors de l'implantation d'une prothèse de hanche conventionnelle on doit sacrifier tout le col et la tête fémorale du patient pour permettre l'insertion de la tige à l'intérieur du fémur. Cet os ne doit pas être sacrifié lors de l'installation de la prothèse de resurfaçage puisque celle-ci est cimentée par-dessus l'os du col du fémur (figure 2). En offrant la possibilité de conserver une quantité plus importante d'os au fémur lors de l'implantation initiale, le resurfaçage facilite la reprise de la chirurgie lorsqu'elle devient nécessaire [20, 21]. Cette technique représente donc une bonne alternative à la PTH conventionnelle.

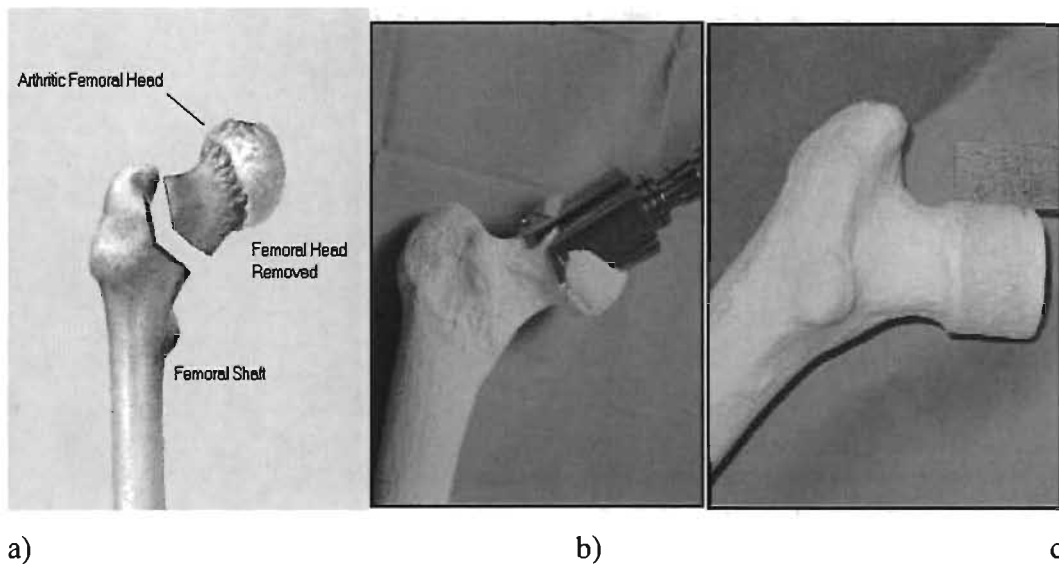


Figure 2 : préparation du fémur pour recevoir une a) PTH (résection de la tête et du col fémoral) et b) et c) un resurfaçage (formation d'un cylindre osseux avec résection de la partie sphérique de la tête fémorale seulement).

Paradoxalement, le resurfaçage de la hanche a toujours été associé à une plus grande perte osseuse acétabulaire, du moins avec les prothèses de première génération. En effet, ce type de resurfaçage utilisait une composante acétabulaire en polyéthylène (plastique résistant) assez épaisse qui devait être fixée par ciment [22]. De plus, le diamètre de cet implant acétabulaire devait être assez grand pour

accommoder la composante fémorale avec tête de plus grand diamètre. Tous ces facteurs rendaient nécessaire la résection plus importante d'os acétabulaire pour insérer l'implant acétabulaire de resurfaçage. De nos jours, l'utilisation d'une composante acétabulaire de resurfaçage en métal mince qui est fixée sans ciment pourrait permettre de réduire la perte osseuse acétabulaire lors de son implantation, mais ceci n'a pas encore été confirmé [23, 24].

Malgré les efforts entrepris pour optimiser la préservation du stock osseux au versant fémoral du remplacement articulaire, beaucoup moins d'énergie a été consacré à la préservation du capital osseux au côté acétabulaire de l'articulation. Pourtant, la perte osseuse acétabulaire et la complexité des reprises chirurgicales de prothèses descellées est tout aussi importante à l'acétabulum [13, 14, 25]. Une revue de la littérature n'a pas permis de retrouver d'information sur les techniques chirurgicales d'implantation et sur le dessin des composantes acétabulaires susceptibles d'optimiser la conservation osseuse à l'acétabulum dans le but de faciliter une reprise, le cas échéant.

1.2 Objectifs du travail de recherche

En conséquence, le but de ce travail de recherche était double :

- 1) **par une étude clinique randomisée, de comparer l'importance de la résection de l'os acétabulaire** nécessaire pour l'implantation de la dernière génération d'une composante acétabulaire de resurfaçage par rapport à une composante acétabulaire de PTH dans le but de vérifier si le changement de dessin de la composante acétabulaire de resurfaçage de dernière génération préserve plus d'os acétabulaire que la composante de première génération;
- 2) **par une étude de modélisation par ordinateur, de comparer l'influence de la technique chirurgicale et du dessin de la composante acétabulaire sur la quantité d'os réséquée** lors de son implantation pour identifier les facteurs susceptibles d'optimiser la préservation osseuse acétabulaire lors du remplacement articulaire de la hanche.

Ce mémoire présente le travail de recherche sous forme d'articles. Pour chacun des deux objectifs décrits ci-haut, l'article scientifique correspondant sera précédé d'une introduction, d'un relevé de la littérature et d'une description de la contribution de l'étudiant au travail de recherche. Chaque article sera suivi d'une discussion et d'une conclusion. Finalement, le mémoire sera complété par une conclusion générale et des recommandations

Chapitre 2

ÉTUDE CLINIQUE

A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement

J Bone Joint Surg (Br) 2006 88-B :997-1002

P.-A. Vendittoli, **M. Lavigne**, J. Girard, A. Roy

2.1 Contribution de l'étudiant aux travaux de recherche

Ce projet de recherche clinique a été dirigé par les deux premiers auteurs de l'étude (P.-A. Vendittoli, **M. Lavigne**). J'ai contribué également avec P.-A. Vendittoli à la genèse de l'idée originale du projet, à l'élaboration du protocole de recherche, la recherche de financement, la supervision du projet, l'analyse des résultats et la rédaction de l'article scientifique. P.-A. Vendittoli a soumis l'article au *Journal of Bone and Joint Surgery, British edition*. J. Girard a participé à l'analyse des résultats et à la révision de l'article. A. Roy a participé à la révision de l'article.

2.2 Introduction à l'article 1

Les premières générations de resurfaçage de la hanche (RH) ont produit des échecs cliniques à cause d'une ostéolyse massive à l'acétabulum causée par l'usure de la composante acétabulaire en polyéthylène. D'autres facteurs, tels une technique chirurgicale sous optimale et le haut taux de fractures du col fémoral ont forcé les chirurgiens à abandonner cette technique [26-28].

Actuellement, le RH regagne en popularité. La composante acétabulaire de polyéthylène a été remplacé par une composante faite d'un alliage métallique résistant de chrome et cobalt. La fixation de la composante acétabulaire par du ciment a été changée par une fixation sans ciment. De son côté, la technique chirurgicale et l'instrumentation utilisées pour insérer l'implant ont été raffinées [19].

Un avantage clair du RH par rapport à la prothèse de hanche conventionnelle (PTH) est la préservation de l'os fémoral. Contrairement à la PTH, le col et une partie de la tête fémorale sont préservés (figure 2). Ceci permettra une chirurgie de reprise fémorale beaucoup plus facile lorsqu'elle deviendra nécessaire dans le futur. Cette conservation d'os est d'autant plus importante chez le jeune patient souffrant de dégénérescence articulaire qui pourrait nécessiter plusieurs chirurgies au cours de sa vie.

Lors de l'installation d'une PTH conventionnelle, le chirurgien plante d'abord la composante acétabulaire après avoir enlevé le cartilage de l'articulation de la hanche et une quantité minimale d'os pour permettre un saignement de ce dernier. Ceci favorisera une intégration de l'os de l'acétabulum dans la composante acétabulaire métallique. Cette pièce métallique possède une surface extérieure rugueuse et/ou poreuse sur laquelle l'os s'engagera pour assurer une fixation solide à long terme de l'implant. À l'intérieur de cette pièce, on insère une pièce de polyéthylène résistant dont le diamètre interne est habituellement 28 mm et

dont le diamètre externe varie en fonction de la taille de la pièce métallique implantée (figure 1). La quantité d'os à réséquer pour l'implantation de la composante acétabulaire d'une PTH ne dépend que de la forme et la taille de l'acétabulum du patient et est indépendante de la reconstruction fémorale.

La situation est différente dans le RH. Durant cette procédure, on implante habituellement d'abord la composante fémorale par dessus la tête et le col fémoral. On utilise alors des instruments permettant d'enlever une partie de la tête fémorale pour la rendre cylindrique. Le diamètre de ce cylindre doit être plus grand que le diamètre du col fémoral pour ne pas produire une encoche au col fémoral et ainsi éviter le risque de fracture du col (figure 2). Le diamètre du cylindre ainsi préparé correspond à une seule taille de composante fémorale dont le diamètre interne correspond au diamètre du cylindre préparé. Le diamètre externe de la composante fémorale sphérique est quant à lui 10 mm plus grand que le cylindre préparé avec la composante Durom (Zimmer, Warsaw, USA) et varie de 38 mm à 60 mm (figure 3). Il est donc plus grand que la tête fémorale de 28 mm d'une PTH. Cette composante fémorale ne peut être utilisée qu'avec une seule taille de composante acétabulaire de resurfaçage qui est de 8mm plus grand que la composante fémorale avec le système Durom.

En conséquence, durant le resurfaçage de la hanche, c'est donc la taille du col et du cylindre osseux fémoral préparé qui détermine la taille de l'implant acétabulaire. L'utilisation de composante fémorale de plus grand diamètre dans le resurfaçage comparée au diamètre constant de 28 mm dans la PTH pourrait augmenter la quantité d'os à réséquer à l'acétabulum pour insérer la seule pièce acétabulaire correspondante.

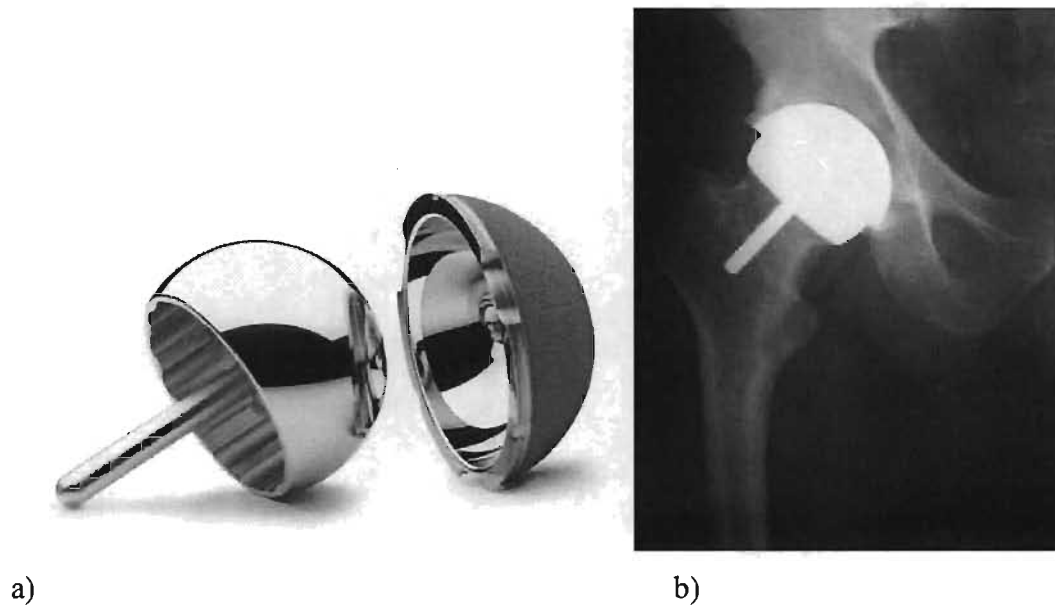


Figure 3 : a) composante fémorale de resurfaçage et sa composante acétabulaire correspondante et b) radiographie post opératoire d'un resurfaçage total de la hanche.

Il ne faisait aucun doute que l'implantation d'une composante acétabulaire de resurfaçage de première génération nécessitait la résection de plus d'os acétabulaire que l'implantation d'une composante acétabulaire de PTH conventionnelle [22]. Premièrement, il fallait enlever tout le cartilage de l'articulation et une quantité suffisante d'os pour obtenir un lit osseux spongieux qui permettait au ciment de pénétrer dans l'os pour offrir une bonne fixation. Il fallait utiliser une couche de ciment d'une épaisseur d'environ 2 à 4 mm pour fixer la composante de polyéthylène. Cette pièce devait en plus être d'une épaisseur suffisante pour réduire son usure au minimum. Étant donné que la taille de la composante acétabulaire du resurfaçage de la génération actuelle dépend toujours de la taille du col fémoral, il n'est pas certain que l'abandon du polyéthylène en faveur du métal et l'adoption d'une technique de fixation sans ciment permettent de conserver autant d'os acétabulaire que le permet la PTH conventionnelle dont la reconstruction acétabulaire reste indépendante de la reconstruction fémorale.

2.3 Recension de la littérature

a) Première génération de resurfaçage avec articulation métal sur polyéthylène (années 1970-80)

Aucune étude recensée sur les bases de données PubMed et OVID ne traite spécifiquement de la comparaison entre les tailles de composantes acétabulaires de PTH et de RH de première génération. Cependant, trois études comparant les résultats cliniques du RH et de la PTH ont été identifiés.

Une étude comparative des résultats cliniques entre le RH et la PTH mentionne le problème de la perte osseuse acétabulaire augmentée dans le resurfaçage, sans toutefois comparer directement les tailles de composantes utilisées dans les deux groupes à l'étude [22]. L'auteur mentionne que «Preparation of the acetabulum was similar for both the resurfacing and the total replacements, although slightly more bone stock was generally removed from the resurfaced hips...». Les auteurs ont noté qu'un des facteurs associés au problème de fixation de la composante acétabulaire était la présence d'une couche de ciment mince et irrégulière. Un autre facteur connu pour favoriser la perte de fixation de l'implant à cause de l'usure de la pièce de polyéthylène est l'utilisation d'une pièce mince. Pour améliorer les résultats, l'auteur suggérait d'utiliser une couche de ciment et une pièce de polyéthylène plus épaisses. En conséquence, dans le but de réduire la perte osseuse acétabulaire tout en optimisant l'épaisseur de la couche de ciment et de la pièce de polyéthylène, la taille de la composante fémorale (et donc la composante acétabulaire) était réduite au minimum possible qui était défini par le diamètre le plus petit du col fémoral.

Howie et al. [29] avait débuté en 1986 un projet clinique randomisé comparant les résultats de la PTH et du resurfaçage. Malheureusement, l'étude a dû être cessée après avoir inclus seulement 22 patients puisque le groupe resurfaçage démontrait

déjà un taux d'échec supérieur à celui de la PTH. Les tailles de composantes acétabulaires utilisées dans chaque groupe n'étaient pas mentionnées.

Ritter et al. [30] a analysé les résultats cliniques de 50 patients souffrant d'arthrose bilatérale de la hanche chez qui un côté a été opéré par PTH et l'autre par resurfaçage, sans toutefois comparer les tailles de composantes acétabulaires. Encore une fois, le groupe resurfaçage démontrait un taux d'échec supérieur à celui de la PTH.

b) Dernière génération de resurfaçage avec articulation métal sur métal (années 1990-2000)

Comme le problème de perte osseuse acétabulaire du resurfaçage de première génération était bien connu, quelques auteurs ont tenté de comparer la perte osseuse entre la PTH et le resurfaçage de dernière génération utilisant une pièce métallique mince fixée sans ciment.

Crawford et al. [24] a comparé le volume de matériel synthétique réséqué après implantation de composantes acétabulaires de resurfaçage et de PTH dans un modèle expérimental. Dans les deux groupes, une pièce acétabulaire non cimentée et une pièce fémorale cimentée ont été utilisées. Dix hanches synthétiques (Sawbones) ont été séparées en 2 groupes égaux. En employant leurs techniques habituelles et des radiographies des spécimens pour planifier les tailles d'implants à utiliser, les auteurs ont préparé l'acétabulum et le fémur pour recevoir les composantes prothétiques. La quantité d'os réséquée a été estimée par la différence du poids des spécimens avant et après la préparation. Au fémur, 51.4% moins d'os a été réséqué pour implanter une composante fémorale de resurfaçage, confirmant ainsi l'avantage du resurfaçage pour la conservation osseuse fémorale. Cependant, plus d'os (311%) était réséqué au bassin durant l'implantation de la composante acétabulaire de resurfaçage. Globalement, la quantité d'os totale réséquée était quand même 33.9% moins grande après le resurfaçage.

Bien que cette étude semble confirmer que le resurfaçage résulte en une plus grande perte d'os au bassin par rapport à la PTH, la méthodologie employée pour arriver à cette conclusion était sous optimale. Les os synthétiques utilisés étaient tous de la même taille, ce qui rend les résultats difficilement généralisables dans la pratique clinique. De plus, le système de resurfaçage utilisé pour cette étude (Birmingham hip replacement, S&N, UK) ne possède que quelques tailles de composantes fémorales, ce qui rend l'ajustement de cette pièce au col fémoral moins précis. Ceci affecte donc le choix de la taille acétabulaire correspondante.

Un résumé publié par Field [31] mentionne quant à lui qu'aucune différence de taille de composante acétabulaire n'a pu être retrouvée après comparaison d'une cohorte de 458 patients ayant reçu une PTH versus 257 patients ayant reçu un resurfaçage. Le peu de détails se retrouvant dans le résumé ne nous permet par contre pas d'apprécier la validité de cette observation.

Silva et al. [32] a comparé les résultats de la reconstruction biomécanique de la hanche reconstruite avec PTH et resurfaçage. 50 hanches ayant reçu un resurfaçage et 40 hanches ayant reçu une PTH ont été comparées. La sélection de l'implant était faite par le patient. Les deux groupes présentaient des caractéristiques démographiques et cliniques différentes, la plus importante étant le sexe (62% d'hommes dans le groupe resurfaçage versus 33% dans le groupe PTH). Le diamètre externe moyen des composantes acétabulaires de resurfaçage était de 57 mm versus 54 mm pour la PTH. Bien que ce résultat semble démontrer l'utilisation d'une composante plus grande avec le resurfaçage, la différence retrouvée est facilement expliquée par l'anatomie de l'homme présentant une plus grosse articulation de la hanche que celle de la femme, favorisant ainsi l'utilisation d'une plus grande taille de composante acétabulaire dans le groupe resurfaçage.

Loughead et al. [23] a effectué une étude de cohorte rétrospective comparant un groupe ayant reçu une PTH hybride (composante acétabulaire non cimentée et tige fémorale cimentée) à un groupe resurfaçage dans le but précis de comparer les

tailles de composantes acétabulaires utilisées. Des 93 patients éligibles à l'étude, 25 ont été exclus laissant pour analyse 33 patients avec PTH et 35 avec resurfaçage. Le groupe resurfaçage comprenait des patients plus actifs, plus jeunes (50 ans versus 63 ans) et un ratio homme/femme plus élevé (2:1 versus 5:6). Les diamètres des composantes acétabulaires utilisées étaient statistiquement différentes (56.5 mm pour resurfaçage versus 52 mm pour PTH, $p < 0.001$). Étant donné que les groupes n'étaient pas similaires en terme d'anatomie, la taille de la tête fémorale contra latérale a été utilisée pour ajuster la taille de la composante acétabulaire. Les têtes fémorales étaient plus grandes dans le groupe resurfaçage (48 mm pour resurfaçage et 45.7 mm pour PTH, $p = 0.03$) et une analyse de covariance a démontré que le groupe resurfaçage utilisait toujours des composantes significativement plus grande. L'auteur concluait que pour une taille de tête fémorale donnée, une composante acétabulaire de resurfaçage est habituellement plus grande que celle d'une PTH. Il recommandait donc d'utiliser une composante de resurfaçage la plus petite possible au fémur pour permettre d'implanter une composante acétabulaire correspondante de plus petit diamètre.

Plusieurs lettres ont été envoyées à l'éditeur suite à l'étude de Loughhead [23]. Vendittoli et al. relevait les faiblesses de cette étude, incluant son devis rétrospectif, le biais de sélection en faveur des hommes dans le groupe resurfaçage, la pertinence d'utiliser le diamètre de la tête fémorale contra latérale pour standardiser les groupes et le fait d'utiliser la taille de la tête fémorale au lieu de celle du col fémoral comme facteur de standardisation. De plus, le peu de choix de composante fémorale du système utilisé (influençant donc la taille acétabulaire) était sous optimal [33]. Ces mêmes facteurs ont été soulevés par Beaulé [34] et par Roberts et al [35]. Finalement une dernière lettre faisait état de l'expérience personnelle du chirurgien qui ne notait pas de différence de taille de la composante acétabulaire entre ses PTH et 620 resurfaçages [36].

Il est évident qu'il existe un biais de sélection en faveur des hommes pour le resurfaçage. Ceux-ci sont plus à risque d'échec d'un remplacement articulaire [6]

et c'est en partie pour trouver une solution à ce problème que l'intérêt pour le resurfaçage s'est accru. Les hommes possèdent des cavités acétabulaires de diamètre plus grand que celui des femmes. Ce recensement de la littérature nous permet de constater que les devis d'études rétrospectives ne sont pas adéquats pour comparer les techniques de remplacement articulaires par PTH et par resurfaçage. Le meilleur devis d'étude pour comparer la perte osseuse acétabulaire entre ces deux techniques de remplacement articulaire demeure donc l'essai clinique randomisé [29].

Chapitre 3

3.1 Méthodologie de l'étude clinique

Nota Bene : L'objectif de cette étude clinique comparant spécifiquement la préservation osseuse acétabulaire entre le RH et la PTH s'inscrit comme sous objectif d'une étude clinique comparant les résultats cliniques, radiologiques et biologiques de ces deux techniques de remplacement acétabulaire.

Devis d'étude

Cette étude est un essai clinique randomisé, contrôlé avec deux groupes de traitement parallèles. Le sujet et l'équipe paramédicale (infirmière, physiothérapeute, ergothérapeute) n'ont pas été informés du groupe de randomisation en post opératoire.

Population de l'étude

Cette étude s'est déroulée dans le service de chirurgie orthopédique adulte du Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont. Tous les sujets en attente d'un remplacement articulaire de la hanche traités par les Drs Pascal-A Vendittoli, Martin Lavigne et Alain Roy ont été sollicités pour participer à l'étude.

Critères d'inclusion dans l'étude :

- 1- Sujets nécessitant un remplacement articulaire de la hanche
- 2- Sujet comprenant les conditions de l'étude et qui est prêt à participer pour la durée de suivi prévue
- 3- Sujet capable de donner un consentement éclairé

Critères d'exclusion de l'étude:

- 1- Âgé de moins de 18 ans ou de plus de 65 ans
- 2- Procédure bilatérale en un temps
- 3- Classe C de Charnley (maladie poly articulaire invalidante)
- 4- Infection profonde de la hanche active ou lancinante

- 5- Usage de drogue ou d'alcool de façon abusive ou maladie psychiatrique limitant la participation à l'étude ou grossesse
- 6- Sujet avec une arthrode de la hanche
- 7- Sujet avec une insuffisance rénale connue ou suspectée, une allergie aux métaux
- 8- Sujet avec une ostéopénie connue ou suspectée (facteurs de risque : antécédents de fracture du poignet ou de la colonne lombaire, ménopause précoce ou antécédents familiaux maternels de fractures ostéoporotiques).

Déroulement de l'étude

Une fois admis à l'hôpital, en prévision de sa chirurgie, les objectifs de l'étude, les risques et bénéfices ont été expliqués au sujet par l'assistant de recherche et au besoin par le chirurgien afin d'obtenir son consentement éclairé. Une table de randomisation a été produite à l'aide du générateur de nombre aléatoire du logiciel SAS 8.2, les résultats ont été inclus dans des enveloppes cachetés et numérotés. Le matin de la chirurgie, l'assistant de recherche ouvrait une enveloppe et communiquerait le résultat de la randomisation à l'anesthésiste et au chirurgien. L'assistant de recherche était responsable de la coordination de l'étude et de toutes les étapes de la collecte de données.

Déroulement chirurgical pour les deux groupes :

- L'anesthésie générale et/ou régionale était utilisée
- Sujets positionnés en décubitus latéral et approche chirurgicale postérieure
- Fixation de la capsule et des rotateurs externes au grand trochanter
- Fermeture en plans multiples avec sutures résorbables
-

Particularités chirurgicales pour le groupe **resurfaçage :**

- Désinsertion de l'attache du grand fessier au fémur et capsulotomie complète
- Utilisation des composantes vendues par la compagnie « Zimmer (Durom) »

- D'abord, préservation et préparation de la tête fémorale en une forme cylindrique dont le diamètre est au moins plus grand que le diamètre du col fémoral pour éviter de créer une encoche au col
- Préparation et fraisage de la cavité acétabulaire jusqu'à un diamètre déterminé par la préparation fémorale afin d'obtenir une surface osseuse saignante
- Cimentation de la tête fémorale dont le diamètre était déterminée par le diamètre du cylindre formé au fémur
- Impaction de la composante acétabulaire correspondante selon une technique « press fit » avec un sous alésage de 2 mm dont la taille est déterminée en fonction de la composante fémorale implantée
-

Particularités chirurgicales pour le groupe PTH :

- Résection de la tête fémorale pour faciliter l'exposition
- Fraisage de la cavité acétabulaire afin d'obtenir une surface osseuse saignante dont le diamètre est indépendant de la reconstruction fémorale
- Impaction du cotyle selon une technique « press fit » avec un sous alésage de 2 mm. L'utilisation de vis se faisait à la discrétion du chirurgien
- Préparation du canal fémoral et insertion de la tige fémorale CLS (Zimmer)
- Traitement hospitalier post opératoire pour les deux groupes
- Mise en charge selon tolérance et suivi en physiothérapie
- Prophylaxie antithrombotique sous forme d'héparine de bas poids moléculaire pour la période du séjour hospitalier

Recueil des données

En préopératoire, tous les sujets remplissaient un formulaire d'évaluation. Un formulaire péri opératoire était rempli par le chirurgien ou l'assistant de recherche. Les détails de la chirurgie étaient colligés. En particulier, la taille du dernier instrument de fraisage utilisé pour préparer la cavité acétabulaire, l'utilisation de vis dans le groupe PTH pour stabiliser la cupule, la qualité de la stabilité de la fixation primaire de la cupule après son implantation et le nombre de cas de

resurfaçage ayant nécessité une composante acétabulaire plus grande que celle qui aurait été utilisée pour une PTH étaient notés.

Évaluation radiologique

Tel que fait dans la pratique courante, tous les sujets avaient des radiographies simples de la hanche et du bassin avant l'opération, dans les jours suivant l'opération et aux visites de contrôles (3 mois, 6 mois, 1 an et annuellement). Des marqueurs métalliques étaient utilisés pour déterminer la magnification des clichés.

Mesures d'efficacité

L'objectif principal de l'étude clinique randomisée était de comparer les résultats cliniques obtenus après resurfaçage et PTH. L'objectif principal de la sous étude sur la préservation osseuse acétabulaire est :

Critère primaire

Comparaison des tailles moyennes de composante acétabulaire utilisée (RH vs PTH)

Critères secondaires

Nombre de cas de resurfaçage ayant nécessité une composante acétabulaire de plus grande taille selon le chirurgien

Qualité de la stabilité de l'implant

Utilisation de vis pour fixer la composante acétabulaire dans le groupe PTH

Sous alésage de la cavité acétabulaire de 1 mm au lieu de 2 mm

Évaluation Statistique

Taille de l'échantillon et puissance statistique de l'étude clinique

L'hypothèse principale de l'étude clinique randomisée était que le RH procurerait un meilleur résultat fonctionnel à l'échelle WOMAC [37] lors de l'évaluation de 1 an versus la PTH.

W_{PTH} = Résultat total moyen au WOMAC pour le groupe avec PTH

W_{Res} = Résultat total moyen au WOMAC pour le groupe avec RH

Δ = Écart minimal à détecter établi à 10.

Écart type : 19 *

(* Vendittoli PA, Duval N, Lavoie P. Randomised trial comparing alumina-alumina to metal on polyethylene total hip arthroplasty, présentation orale au Australian Orthopaedic Association Annual Meeting, Queenstown, New-Zeland 2001.)

Assumant un écart type de 19 et fixant le niveau du test $\alpha = 5\%$ (bilatéral), un échantillon de 130 sujets (65 par groupe) permettait de détecter une différence moyenne de 10 points entre les deux groupes avec une puissance de 85%. Nous estimions que le taux d'abandon ou de perte au suivi serait faible (<15%). Il était nécessaire de recruter un total de **150 sujets** pour palier à cette éventualité.

Analyses statistiques

L'homogénéité des deux groupes a d'abord été vérifiée en ce qui a trait à différentes variables pouvant avoir une influence sur les résultats (ex. l'âge, le sexe, poids, taille, les diagnostics préopératoires, etc.). Pour les variables continues, des tests de Students ou des tests de Wilcoxon (selon la distribution des variables) ont été utilisés. Des tests du chi-carré ont été effectués pour les variables catégorielles. Ces tests ont de nouveau été utilisés pour comparer les groupes sur la base des critères primaires et secondaires. Un niveau de signification de $\alpha = 5\%$ (bilatéral) a été utilisé pour tous les tests. Les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS version 8.2 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA.).

Considérations éthiques :

Le projet de recherche a été accepté par le comité scientifique et le comité d'éthique du Centre Hospitalier Maisonneuve-Rosemont.

Le prochain chapitre présente l'article original intitulé «Acetabular bone resection in hip arthroplasty: A randomised study comparing surface replacement and total hip arthroplasty».

Chapitre 4

4.1 Article original 1

Acetabular bone resection in hip arthroplasty: A randomised study comparing surface replacement and total hip arthroplasty

Pascal-André Vendittoli*, MD, FRCS(C), Martin Lavigne*, MD, FRCS(C),

Julien Girard**, MD, Alain Roy*, MD, FRCS(C)

*Associate Clinical Professors, Department of Surgery, Université de Montréal, and attending
Orthopaedic Surgeons, Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Montréal, Québec, Canada

**Fellow in lower extremity reconstruction, Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Montréal,
Québec, Canada

Please address all correspondence to:

Pascal-André Vendittoli, MD

Department of Surgery

Hôpital Maisonneuve-Rosemont

5345, boul de l'Assomption, suite 55

Montréal, Québec,

Canada H1T 4B3

E-mail: [REDACTED]

Tel: (514) 254-0785

Fax: (514) 254-1596

Abstract

The aim of this randomized study is to compare acetabular bone conservation after total arthroplasty (THA) and surface replacement arthroplasty (SRA) of the hip. Two hundred and ten subjects were randomly assigned to 2 treatment groups: THA or SRA. Uncemented press fit fixation acetabular components were used for both groups.

No significant difference was found between groups for the average and median diameter of the acetabular implants inserted (54.74 mm for THA and 54.90 mm for SRA). In 7 SRA cases (6.5%), the surgeon used a larger cup size to match the corresponding femoral component diameter.

With SRA, bone conservation is clearly an advantage on the femoral side during the initial surgery. This study showed that with a specific SRA implant design and by following a careful surgical technique, bone removal on the acetabular side is comparable to THA.

Level of Evidence for Primary Research Question:

Randomized, controlled trial with significant difference: Level 1

Introduction

Although total hip arthroplasty (THA) has demonstrated satisfactory clinical outcome in older patients, failure as high as 33% was reported at 16-year follow-up in male patients younger than age 55 years in the Swedish Registry¹. Managing bone defects at revision surgery can be quite challenging and may influence the clinical outcome. In young and active adults, all efforts should be made to minimize femoral and acetabular bone loss during the initial arthroplasty procedure.

With a better understanding of the failure mechanisms of surface replacement arthroplasty (SRA) and the improved quality of metal-metal bearing surfaces, SRA has gained in popularity over the last few years^{2,3}. A prospective randomized study evaluating the different aspects of SRA and THA is necessary to better appreciate the different performances of both procedures⁴ (biomechanical restoration, clinical function, associated complications, bone preservation, implant survivorship, etc.). This kind of investigation was undertaken at Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Montreal, Canada, in 2003. Secondary outcomes regarding biomechanical restoration by both procedures have already been reported in this journal⁵.

Compared to THA, SRA preserves more proximal femoral bone stock, thus enabling easier revision on the femoral side when needed⁶. On the acetabular side, the ability of the SRA procedure to preserve acetabular bone stock in comparison to THA has not been proved. We compared acetabular component sizes in a randomized, controlled trial of metal-metal THA and SRA.

Materials and Methods

Subjects, from 18 to 65 years of age with degenerative hip joint disease and who were candidates for both metal-metal THA and SRA, were recruited by 3 orthopaedic surgeons (PAV, ML and AGR) working in the same institution. Exclusion criteria were: hip arthrodesis, renal insufficiency, known or suspected metal allergy, and osteopenia or osteoporosis of the hip. The study protocol was approved by the research ethics and scientific evaluation committees of our institution. All subjects who participated in the study gave written informed consent.

Patients were randomly assigned to 2 treatment groups: THA or SRA. A block randomization table was created with Statistical Package for the Social Sciences (SPSS®) 10.04 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) for each surgeon.

Surgical technique

Patients were placed in the lateral decubitus position, and a posterior approach was taken in both groups. Standard instruments were used (no minimally invasive instruments). In the THA group, the CLS Spotorno titanium uncemented femoral stem, the Allofit™ uncemented acetabular cup (Figure 1), a Metasul® high carbon chrome-cobalt polyethylene sandwich acetabular insert and a 28-mm femoral head (Zimmer, Warsaw, IN, USA) were employed. The Allofit acetabular component presents a flattened pole and an expanded rim (2 different radii, it does not represent a full hemisphere). It has a titanium grit-blasted surface with 1-mm forged Ridglock™ macrotexture, providing a total wall thickness of 2.9 mm. It is available with or without screw holes. The manufacturer recommends insertion with 2-mm press fit.

In the SRA group, the hybrid Durom™ resurfacing system (Zimmer) with a cemented high carbon chrome-cobalt femoral component (1-mm cement mantle) and a chrome-cobalt

uncemented acetabular cup with a 250-micron thick titanium vacuum plasma-spray coating were used (Figure 1). The femoral and acetabular components are available in 2-mm size increments. The acetabular component is a reduced hemisphere with a flattened pole and a subtended angle of 165° . The manufacturer recommends insertion with 2-mm press fit. An additional 1 mm of press fit is given at the equator by peripheral fin engagement. The wall has a constant 4-mm thickness. The acetabular component matches the femoral component 8 mm smaller in diameter. Even if acetabular component designs are different, for the same diameter, both components height are within 1 mm (Figure 1).

The same surgical technique was employed in both groups. During acetabular preparation, careful reaming was performed to obtain a bleeding surface (which could still be sclerotic) in the entire acetabular component fixation zone, except the acetabular fossa. The bleeding area was assessed with the trial component in place. The reaming technique was independent of the presence or absence of a central osteophyte. When present, it increased the surface area for fixation. When absent, the residual fossa was grafted with reaming product at the surgeon's discretion. If the acetabular subchondral bone showed insufficient bleeding in a particular area, after having obtained a spherical cavity deep enough to contain the trial component, a sharp osteotome was used to create microfractures and bleeding; instead of enlarging the acetabular cavity. Peripheral osteophytes were removed with the final component in place to make the acetabular bone rim flush with the component.

The same acetabular reamers were applied for both groups. The nominal size of the THA and SRA acetabular components is based on the true diameter of the corresponding reamer. Intra-operatively, the size of the last reamer used was recorded. In the SRA group, if the surgeon felt the acetabular preparation was optimal for implantation but needed oversizing to match the selected femoral component size, this was recorded. Intra-operative stability of the acetabular component was classified as excellent, good or unsatisfactory. Screw fixation

of the cup was undertaken in THA at the surgeon's discretion if press-fit stability was felt to be insufficient. Since no screws can be used with the Durom acetabular component, a larger cup was implanted with or without reaming the acetabulum when unsatisfactory fixation occurred.

Surgical technique and acetabular preparation in specific patho anatomies

Osteoarthritis secondary to femoro-acetabular impingement

This abnormal hip morphology features reduced concavity of the anterior femoral neck with apparent femoral head retroversion, antero-superior femoral head wear, and a reduced head and neck diameter ratio⁷. In some cases, lateral subluxation of the femoral head is seen with secondary widening of the medial femoral neck due to change in load transmission and acetabular fossa obliteration by osteophytes are seen. The head and neck diameter ratio is reduced due to the wider femoral neck and, thus, the acetabulum is relatively small (Figure 2). In these cases, the size of the acetabular component was dictated by femoral neck diameter. During surgery, the surgeon measured the minimal inferior to superior neck diameter, and then reamed the acetabulum up to that corresponding diameter, which is usually sufficient to achieve cup stability and bleeding bone. The femoral head was then prepared with sequential reaming, starting 2 sizes larger. Before downsizing to the next reamer, the surgeon assessed the head-neck junction to evaluate the residual femoral head bone before reaching the neck (risk of notching with the next reamer if the thickness left is less than 2 mm with a system offering 2-mm increments of the femoral head components). If the risk of notching is present, the surgeon stopped femoral head reaming and went back to the acetabular side to increase the acetabular diameter to match the last femoral reamer size.

Inflammatory arthritis of the hip

Erosion with enlargement of the acetabulum and the absence of osteophytes on a small femoral head and neck may result in size mismatch between the femoral and acetabular

components. In this situation, minimal acetabular reaming to obtain peripheral bone bleeding and to avoid unnecessary medialization of the acetabular component optimizes bone conservation and avoids component size mismatch. Providing that acetabular component primary stability is satisfactory, the gap present between the dome of the component and the medial wall due to incomplete seating is filled with morcellized bone from reaming or left alone. After the smallest acetabular cup is inserted, the femoral head is prepared safely with minimal risk of notching because of a large diameter ratio.

Avascular necrosis of the femoral head

The femur is characterized by a normal head and neck diameter ratio with no femoro-acetabular size mismatch. The main concern in avascular necrosis is to reduce the size of the femoral necrotic area to improve femoral bone support. Depending on the location and size of the necrotic lesion, the surgeon tries to reduce femoral head size, shorten the femoral head or translate the component appropriately. Once the acetabular cup is securely fixed, the surgeon prepares the femur and selects the best position (translation and neck length reduction) to diminish the necrotic lesion size if needed.

Acetabular dysplasia

These cases usually favour large head/neck offset and a high femoro-acetabular diameter ratio. In these cases, the limiting factor is the capacity of the surgeon to securely fix the smallest acetabular component without supplemental screw fixation. The degree of acetabular dysplasia dictates the amount of acetabular bone resection necessary to obtain satisfactory primary fixation. In mild acetabular dysplasia, acetabular preparation is done routinely while accepting superior uncoverage of the component when good primary stability is achieved from antero-posterior bone engagement of the rim fins. In more severe cases, medialization of the cup is usually necessary. However, the amount of bone resection could be lessened by positioning the acetabular component in more ~~in~~ abduction. Once the smallest

acetabular cup is inserted, the femoral head is prepared safely with minimal risk of notching (because femoral head/neck diameter ratio is large).

Radiographic analysis

Patient diagnosis was classified with consensus by 3 orthopaedic surgeons on the basis of clinical history, available laboratory tests and radiographs. To differentiate the hip impingement subgroup, lateral radiographs of the hip joint were examined carefully according to Notzli et al.⁸. Acetabular dysplasia was diagnosed with an acetabular index of more than $12^{\circ 9,10}$, and a center edge angle of Wiberg¹¹ of less than 20° . Dysplasia cases were subdivided according to the Crowe classification¹².

Statistical analysis

Student's t test and the chi square test were used for continuous and categorical variables, respectively. Continuous variables are presented as mean \pm standard deviation, and categorical variables, as frequency and percentage. Analyses were performed by SPSS 10.04 software. The degree of significance was defined as $p < 0.05$.

Results

Two hundred and ten subjects were recruited between July 2003 and December 2005. One hundred and three were randomly assigned to the THA group, and 107 to the SRA group. Sixteen patients had bilateral hip replacements with 7 bilateral THA, 3 with SRA and THA, and 6 with bilateral SRA. Demographic data were comparable between the THA and SRA groups (Table 1).

Four patients in the SRA group were excluded from the study after intra-operative conversion to stem-type, large-diameter femoral head arthroplasty (Durom acetabular cup

with a modular Durom femoral head and a femoral stem). One of these patients had extensive head necrosis which would have compromised component fixation, another had severe femoral neck retroversion which was felt to be unsuitable for anatomical reconstruction with SRA, the third had a severe dysplastic acetabulum preventing cup fixation without screws, and the last case had an acetabular diameter of 70 mm while the largest Durom SRA acetabular size available was 66 mm. In 1 THA case, the surgeon felt that femoral bone quality and shape were not suitable for uncemented fixation and the patient received a cemented stem and was excluded of the study after surgery.

Notching of the femoral neck occurred in 9 (8%) SRA cases (6 of ≤ 1 mm, 2 of 2 mm and 1 of 3 mm). Most of the notches were in remodeled neck bone or osteophytes. Eight of them were located antero superiorly and one was posterior. However, no femoral neck fracture occurred in the SRA group. One uneventful acetabular fissure occurred in the SRA group during cup impaction. To reduce the risk of acetabular fissure in the acetabulum of less than 50 mm or in very sclerotic bone, under-reaming by 1 mm was performed in 5 cases (4.5%) of SRA (1 mm more bone resection, $p=0.027$). All other cases were under-reamed by 2 mm. In 7 cases (6.5%) of SRA, the surgeon felt that over-sizing the acetabular component by 1 size (2 mm more bone resection) was necessary to accommodate the femoral component selected. Intra-operative cup stability was classified as excellent in 95% of SRA and 87% of THA, and good in 12% of SRA and 16% of THA ($p=0.21$, Table 2). Supplemental screw fixation was used in 5 THA cases (5%). An autologous femoral head served as bone graft in 1 patient with acetabular dysplasia in the THA group. One SRA in a dysplastic hip (Crowe 2) needed intra-operative conversion of an unsatisfactorily-fixed acetabular component to a THA component to improve primary fixation with screws.

No significant difference was found between both groups in the average and median diameter of the last reamer used and mean acetabular cup size (54.90 mm for SRA and 54.74

mm for THA, $p=0.770$, Table 2). No significant difference in acetabular cup size was noted between the 3 surgeons' groups ($p=0.89$). Acetabular component sizes were significantly larger for males in both groups ($p<0.0001$) and correlated significantly with body mass index ($p=0.016$). Cup size was not different for each diagnosis, particularly for impingement hip deformity ($p=0.26$). Three patients were randomized for both hips in different groups (SRA on one side and THA on the other). In the first 2 cases with symmetrical hip joint involvement, the size of the SRA and THA acetabular components was the same (50 and 56 mm). In the third case, THA acetabular component size was greater than the SRA acetabular component, due to an enlarged acetabulum cavity secondary to developmental dysplasia of the hip.

Discussion

The importance of bone conservation during THA in young patients is critical. With SRA, bone conservation is clearly an advantage on the femoral side during the initial surgery. Femoral neck bone density was even shown to increase post-operatively due to physiological loading and optimal remodeling afforded by the femoral component¹³. Bone conservation on the femoral side of SRA translates into easier conversion to conventional primary THA if femoral component failure occurs^{3,14}.

On the other hand, bone preservation on the acetabular side of SRA compared to THA is less clear. Some surgeons argue against SRA based on the belief that larger acetabular components need to be used in SRA because of the larger femoral head size, thus compromising acetabular bone conservation.

Conflicting results have been reported concerning acetabular bone conservation in SRA. With first-generation SRA components employing a cemented polyethylene acetabular

component, surgeons agree that more acetabular bone reaming is necessary to accept the cement mantle and a sufficiently thick component¹⁴.

More recently, with the new generation of metal-on-metal SRA, Loughhead et al.¹⁵ analyzed a consecutive series of 35 Birmingham hip resurfacings (BHR, Smith and Nephew, Memphis, TN, USA) and 34 hybrid THAs, both with uncemented acetabular components. The sizes of the implanted acetabular component were compared after correction for patient size, using femoral head diameter of the contralateral normal side. The ratio of acetabular size/contralateral femoral head diameter was 1.18 and 1.14 in the SRA and THA groups, respectively ($p=0.003$), with a mean cup size of 56.4 mm and 52 mm, respectively, underlining the difference in patient demographics between the groups. Femoral head diameter was 48.0 mm and 45.8 mm for the SRA and THA groups, respectively. This study with new-generation uncemented metal-on-metal implants may be biased by its retrospective nature and patient selection for SRA that includes more males and different femoral pathoanatomy.

Our study showed that conservation of acetabular bone stock in SRA can be similar to THA. The mean acetabular component diameter of SRA is not different from that of THA (54.90 vs. 54.74, $p=0.770$). In only 7 (6.5%) of SRA cases did the surgeons feel that oversizing the acetabular component was needed to match the femoral component selected according to the patient's femoral neck diameter. Due to stiffness of the SRA acetabular component (forged chromium-cobalt with 4-mm wall thickness) and the presence of 1 mm supplementary press-fit with fins engagement (total of 3 mm of press-fit), the surgeons decided to under-reaming by only 1 mm when the component used was less than 50 mm or very sclerotic (4.7%, 5 cases). This was not needed with the more flexible THA acetabular component (titanium with 2.9-mm wall thickness). Therefore, in only 12 (11%) SRA cases was increased acetabular bone resection directly related to the SRA technique.

In comparison to Loughhead et al.¹⁵, the strength of our study is patient randomization, avoiding patient selection bias. Also, as reported in an earlier paper⁵ on the same study group, the surgical technique and implant position were similar for the 3 surgeons involved. Again, we found no significant difference in acetabular component size between the 3 surgeons' groups. To ensure that we did not change our surgical technique with our THA group, we reviewed the acetabular component sizes (Allofit™, Zimmer) of 54 consecutive patients (28 males, 26 females) less than 65 years old, operated before the beginning of this study for various diagnoses (75% osteoarthritis). Even if the male/female ratio was different (70 males, 33 females in the randomized study), overall mean cup size in the retrospective series was 54.3 mm, which was similar to the THA group in the randomized study (54.7 mm).

Numerous other factors, which most likely played a role in our study, may influence the amount of acetabular bone resection, including size increment of implants available, femoral and acetabular component design, and surgical technique. Size increment and the range of components available are important factors when upsizing the femoral component to avoid femoral neck notching or to improve the head and neck diameter ratio. The larger the increment between femoral component sizes, the more bone will be sacrificed on the acetabular side when upsizing. Since the BHR (Smith and Nephew) femoral components are available in 4-mm increments, this might be part of the reason why Loughhead's group implanted larger acetabular components in their SRA group in comparison to their THA patients¹⁵ (the Durom hip resurfacing femoral components used in this study is available in 2-mm increments).

SRA femoral component design may also influence acetabular bone stock resection. For the same head diameter, a thicker implant and the presence of a cement mantle may force the surgeon to use a larger femoral component to avoid notching the femoral neck. However, using a thin femoral component without cement mantle directly on the femoral neck might not

be favourable for the post operative range of motion and may cause impingement (reduced head/neck offset). Surgeons should be aware that the different femoral implants on the market present different metal and cement mantle thicknesses. On the pelvic side, we know that the normal acetabulum subtends an angle ranging from 145° to 173° with a mean of 158° ¹⁶. A completely hemispheric acetabular component (180° , like the BHR, Smith and Nephew and Cormet 2000, Corin) in comparison to less than a hemisphere acetabular component (as the SRA used in this study, 165°) presents an increased component height and requires deeper reaming to be fully inserted in a normal acetabulum. Although the two components used in this study are not of the same design, both of them present similar cup height (-0.07 mm to + 1.11 mm for the 48 to 64 mm Allofit versus the Durom component, Figure 1). The SRA (Durom) component shape represents an arc of circle of 165 degrees. The THA component (Allofit) shape is made of two radii, this allows conservative acetabular reaming and when fully seated, component gets an expansion rim fixation. In addition, the presence of a flattened pole (Durom implant) may allow for some bone regeneration and may therefore be advantageous. Acetabular component wall thickness is also important for bone conservation, since for the same femoral component size, the thicker the acetabular component, the more acetabular bone needs to be removed. However, in SRA using very small component clearance, reducing wall thickness too much increases the risk of component deformation under joint load and clamping, thus limiting the minimal wall thickness to around 4 mm¹⁷. An experimental study of cup implantation in saw bone comparing the amount of resected bone before implanting the Birmingham Hip Resurfacing acetabular component versus the THA Press Fit Condylar acetabular component (PFC, Depuy)¹⁸ revealed that 311% more bone had to be removed on the acetabular side with the Birmingham Hip Resurfacing system (5.6 g versus 1.8 g, $p < 0.001$). Despite the scientific limitations of their study (unique

anatomy tested in a saw bone model), design factors and surgical technique particularities were found to be significant in this saw bone resection simulation.

The increased stiffness of the thicker chrome-cobalt acetabular component of SRA compared to the thinner and more flexible titanium acetabular component of THA in this study makes it more difficult to be inserted in denser sclerotic bone. Under-reaming by 1 mm was necessary in 4.8% of SRA cases (for acetabular component sizes under 50 mm or very sclerotic bone) to allow insertion of the cup, which contributes to increased bone loss. On the long term, it is not known if secondary bone loss due to stress shielding will increase in SRA with the stiffer acetabular component.

By carefully following the surgical steps as outlined in Materials and Methods, bone conservation is possible with SRA while maintaining good range of motion. Minimal reaming to obtain bone bleeding and avoiding the sacrifice of the medial acetabular bone are key factors. Balance between restoration of range of motion and acetabular bone conservation should be respected. Range of motion depends on implant position and on restoration of the normal femoral head and neck anatomy. Restoration of a normal femoral head and neck diameter ratio will optimize range of motion in SRA as it does in THA. By using a larger femoral component, better range of motion will be achieved with less risk of neck impingement on the acetabular rim, but at the expense of more acetabular bone removal. When selecting the smallest femoral component that would fit on the femoral neck without notching, range of motion is reduced while more acetabular bone stock would be preserved. Therefore, the optimal compromise between restoration of normal range of motion and acetabular bone conservation in SRA is reached with a femoral component design allowing restoration of a normal head to neck diameter ratio (component with proper wall thickness and cement mantle) and an anatomical acetabular component design (less than 180 degrees) with optimal wall thickness.

Conclusion

If SRA achieves long-term survivorship comparable to THA, femoral bone preservation will clearly be a major advantage of this technique. In addition, our study showed that by using a specific SRA implant design with a careful surgical technique, bone resection on the acetabular side is comparable to THA. We believe that a randomized, controlled trial is essential to reach this conclusion, since patient selection for SRA (young males with osteoarthritis) produces a clear bias toward larger acetabular component sizes in comparison to an unselected group of patients undergoing THA.

Tables and Figures Legends

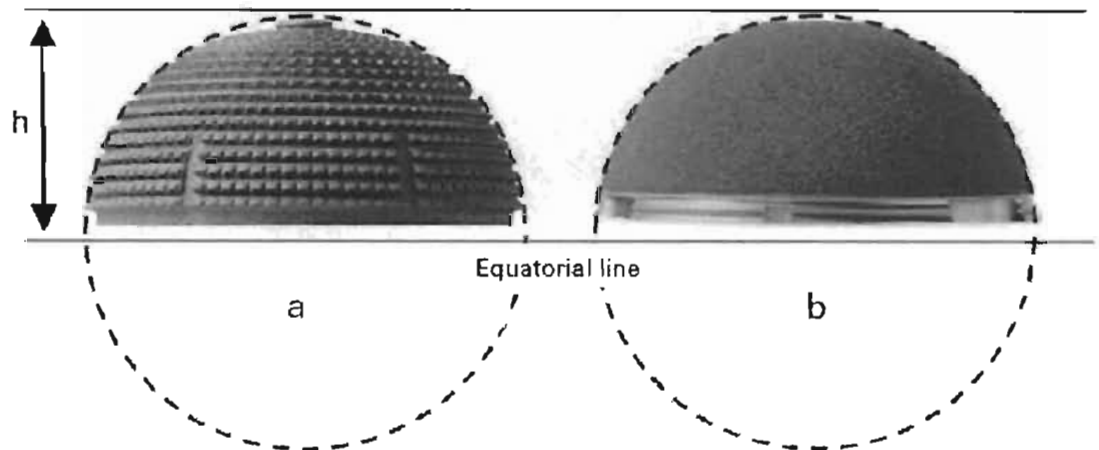
Table 1: Demographic data and diagnosis for the SRA and THA groups

	SRA (n=107)	THA (n=103)	p
Sex ratio:			
Men	67 (63%)	70 (68%)	
Women	40 (37%)	33 (32%)	0.416
Age at time of surgery in years:			
Average±SD	49.1±8.8	50.6±8.6	0.199
(min, max)	(23-64)	(24-65)	
median	51	51	
Side			
Right	51	51	0.845
Left	56	52	
DIAGNOSIS			0.152
<u>Osteoarthritis:</u>	81	78	
- Impinging hip	45	32	
- Idiopathic	31	39	
- Protrusio	5	7	
<u>Childhood diseases:</u>	13	10	
- Legg-Calvé-Perthes	3	3	
- Dysplasia Crowe I	6	5	
- Dysplasia Crowe II	4	2	
<u>Inflammatory arthritis</u>	5	11	
- Rheumatoid arthritis	4	9	
- Ankylosing spondylitis	1	2	
<u>Osteonecrosis</u>	3	2	
<u>Post-traumatic arthritis</u>	3	2	
<u>Post-septic arthritis</u>	2	0	

Table 2: Acetabular component diameters and acetabular component stability for both groups

	SRA (n=107)	THA (n=103)	P
Acetabular under reaming: 1 mm 2 mm	5 102	0 103	0.027
Stability of acetabular component: Excellent Good Insufficient	95 12 0	87 16 0	0.339
Acetabular component size in mm: Average ± SD (min, max) median	54.90±3.9 (44, 64) 56	54.74±3.5 (48, 62) 56	0.770

Figure 1: A) The Allofit (Zimmer, Warsaw) acetabular component presents a double radius design and a flattened pole.
B) The Durom (Zimmer, Warsaw) acetabular component has an spherical shape with an arc of circle of 165 degrees and a flattened pole.
Both components present heights (h) within 1 mm of difference (for component diameter of 48 to 62 mm).



REFERENCES

1. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A Suppl 2:2-20.
2. Capello WN, Trancik TM, Misamore G, Eaton R. Analysis of revision surgery of resurfacing hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1982-170:50-5.
3. Beaulé PE, Dorey FJ, LeDuff M, Gruen T, Amstutz HC. Risk factors affecting outcome of metal-on-metal surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2004-418:87-93.
4. Howie DW, McGee MA, Costi K, Graves SE. Metal-on-metal resurfacing versus total hip replacement-the value of a randomized clinical trial. *Orthop Clin North Am* 2005;36-2:195-201, ix.
5. Girard J, Lavigne M, Vendittoli P, Roy A. Log no. 17447 'Biomechanical reconstruction of the hip joint: a randomized study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty'. *J Bone Joint Surg Br* 2006.
6. Beaulé PE, Lee JL, Le Duff MJ, Amstutz HC, Ebramzadeh E. Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A-9:2015-21.
7. Ganz R, Parvizi J, Beck M, Leunig M, Notzli H, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2003-417:112-20.
8. Notzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, Schmid MR, Treiber K, Hodler J. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84-4:556-60.
9. Murphy SB, Ganz R, Muller ME, . The prognosis in untreated dysplasia of the hip. A study of radiographic factors that predict the outcome. . *JBJS Am* 1995;77-7:985-9.

10. Tönnis D. *Congenital dysplasia of the hip in children and adults*. Berlin, 1987:113-31.
11. Wiberg G. Studies on dysplastic acetabular and congenital subluxation of the hip joint. With special reference to the complication of osteoarthritis. *Acta Chir Scand* 1939;58:7-38.
12. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61-1:15-23.
13. Martini F, Lebherz C, Mayer F, Leichtle U, Kremling E, Sell S. Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82-7:1065-71.
14. Thomas BJ, Amstutz HC. Revision surgery for failed surface arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1982-170:42-9.
15. Loughhead JM, Starks I, Chesney D, Matthews JN, McCaskie AW, Holland JP. Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip: A COMPARISON WITH HYBRID TOTAL HIP ARTHROPLASTY. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88-1:31-4.
16. Thompson MS, Dawson T, Kuiper JH, Northmore-Ball MD, Tanner KE. Acetabular morphology and resurfacing design. *J Biomech* 2000;33-12:1645-53.
17. Udofia IJ, Yew A, Jin ZM. Contact mechanics analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2004;218-5:293-305.
18. Crawford JR, Palmer SJ, Wimhurst JA, Villar RN. Bone loss at hip resurfacing: a comparison with total hip arthroplasty. *Hip International* 2005;15-4:195-8.

Chapitre 5

5.1 Discussion sur l'étude clinique

Il ne fait aucun doute que le devis prospectif et randomisé de cette étude augmente la validité de nos résultats. Ceci est d'autant plus important dans cette étude qui compare deux techniques de remplacement articulaires habituellement effectuées chez des groupes de patients différents. L'importance du devis prospectif randomisé pour générer des connaissances valides est supportée par Howie [29]. La qualité du design de la présente étude et des résultats obtenus et publiés est quant à elle soulignée par David J Dunlop [38].

Malgré le devis prospectif randomisé, les chirurgiens impliqués dans l'étude auraient pu fausser les résultats en étant moins conservateurs lors de la préparation de l'acétabulum des PTH et plus conservateurs dans le cas des resurfaçages, ce qui aurait eu pour effet de sous estimer la taille des composantes acétabulaires de resurfaçage. Pour nous assurer de l'absence de biais, nous avons comparé le diamètre moyen de la composante acétabulaire des PTH de l'étude randomisée à un groupe de 54 patients opérés pour PTH durant l'année précédant la présente étude. Nous n'avons pas retrouvé de différence entre ces deux groupes de PTH confirmant que la technique de préparation de l'acétabulum est restée identique durant la présente étude.

Les résultats de cette étude confirment qu'il est donc possible d'obtenir une résection osseuse acétabulaire similaire entre la PTH et le RH. Le resurfaçage est donc une technique de remplacement articulaire permettant une meilleure conservation osseuse au fémur ainsi qu'une conservation similaire au bassin par rapport à la PTH conventionnelle. La justification de l'utilisation d'une telle technique chez le jeune patient est donc renforcée.

Nous avons quand même pu observer que la grande taille du col fémoral de certains patients ayant reçu un resurfaçage n'a laissé d'autre choix au chirurgien que d'utiliser une taille acétabulaire plus grande que celle qu'il aurait utilisé avec une PTH. Ceci ne c'est par contre produit que dans une minorité de cas (6%).

Les facteurs qui nous ont permis de préserver l'os acétabulaire sont bien résumés par Dunlop dans une lettre publiée en réaction à la publication de notre article [38]. De plus, ces facteurs sont mentionnés dans les différentes lettres à l'éditeur publiées suite à l'article de Loughhead et al. et sont clairement expliquées dans la discussion de notre article [33-35]. Les facteurs qui influencent la préservation osseuse acétabulaire sont 1) les dessins et l'inventaire des implants choisis 2) la technique chirurgicale et 3) les détails de l'anatomie du patient.

Chacune des composantes acétabulaires de RH et de PTH disponibles sur le marché varient en terme de dessin. L'épaisseur de la composante acétabulaire de RH influence clairement la quantité d'os sacrifiée lors de l'implantation. L'influence de la géométrie de la composante sur la perte osseuse est moins facile à anticiper. La technique chirurgicale (approfondissement et élargissement de la cavité acétabulaire) a un impact direct sur la résection osseuse, bien que l'effet relatif de ces facteurs sur la préservation osseuse n'ait jamais été quantifié.

En vue de maximiser la conservation osseuse chez les patients subissant un remplacement articulaire de la hanche par resurfaçage ou PTH conventionnelle, il serait intéressant d'obtenir de l'information quantitative sur l'influence relative des différents facteurs (dessin de l'implant et technique chirurgicale) pouvant influencer la perte osseuse acétabulaire.

5.2 Conclusion de l'étude clinique

La dernière génération de composante acétabulaire de resurfaçage permet une préservation osseuse similaire à celle obtenue avec la composante acétabulaire de PTH. Dans le but de maximiser la préservation osseuse acétabulaire durant le remplacement articulaire de la hanche, l'effet des variables du dessin d'un implant acétabulaire et de sa technique d'implantation sur la quantité relative d'os réséquée gagneraient à être connus. Il serait intéressant pour le chirurgien de connaître l'influence relative de l'augmentation du diamètre du fraisage, de l'approfondissement de la cavité acétabulaire et du dessin de l'implant acétabulaire sur la quantité d'os réséquée durant le remplacement acétabulaire. Ceci permettrait au chirurgien d'être conscient de l'impact de son geste chirurgical et du choix de son implant acétabulaire sur la perte osseuse. Le chirurgien pourrait alors optimiser sa technique pour préserver le plus d'os possible en plus d'optimiser le choix et le dessin de la composante acétabulaire.

Les prochains chapitres présenteront en détail la deuxième partie du travail de recherche sur la simulation par ordinateur qui tentait de répondre à ces questions.

Chapitre 6

ÉTUDE DE SIMULATION PAR ORDINATEUR

«Factors affecting acetabular bone loss during primary hip arthroplasty – a quantitative analysis using computer simulation»

M. Lavigne, RBK. Siva Rama, M. Ganapathi, R. Winzenrieth, N. Nuño, P. Vendittoli.

6.1 Contribution de l'étudiant aux travaux de recherche :

Ce projet de recherche a été dirigé par M. Lavigne, P. Vendittoli et N. Nuño. M. Lavigne et P. Vendittoli ont participé à la genèse de l'idée originale du projet et ont contribué à l'élaboration du protocole de recherche, à la recherche de financement et de collaborateurs, à la supervision du projet, à l'analyse des résultats et à la rédaction de l'article scientifique. M. Lavigne a soumis l'article au *Journal of Orthopaedic Research*. R. Winzenrieth a développé le programme de simulation par ordinateur sous la supervision de N. Nuño. RBK. Siva Rama et M. Ganapathi ont participé à l'analyse des résultats et à la révision de l'article. N. Nuño a participé à la révision de l'article.

6.2 Introduction à l'article 2

Toute forme de remplacement articulaire de la hanche nécessite le sacrifice d'une certaine quantité d'os pour implanter la prothèse. La problématique du jeune patient actif à haut risque de reprise de l'implant dans le futur a permis d'initier le développement d'implants prothétiques fémoraux qui facilitent la préservation de l'os au fémur [18]. Par contre, au niveau acétabulaire, peu d'emphase a été mis sur le développement de composantes acétabulaires ou de nouvelles techniques d'implantation ayant pour objectif la préservation osseuse. La préservation osseuse est un élément important du remplacement articulaire, en particulier chez le jeune patient. Une préservation optimale du stock osseux lors de l'implantation primaire faciliterait une reprise dans le futur, permettant possiblement d'éviter l'utilisation d'implants prothétiques massifs ou des greffes osseuses [13, 14, 25].

La perte osseuse acétabulaire qui se produit durant le remplacement articulaire provient de plusieurs sources. La technique d'implantation génère une perte osseuse puisque la cavité acétabulaire doit être fraisée de façon circonférentielle pour ensuite pouvoir accepter la composante acétabulaire. Ce fraisage enlève le cartilage et une partie de l'os à l'intérieur de l'articulation, appelé os sous chondral, qui est la couche d'os situé tout juste sous le cartilage.

En général, de l'os est réséqué jusqu'à ce qu'une surface saignante soit obtenue pour permettre l'intégration d'os dans l'implant et ainsi assurer une fixation à long terme. Le diamètre minimal de la cavité à fraiser doit démontrer au moins un début de saignement. En augmentant le diamètre ou la profondeur du fraisage, le saignement obtenu peut être plus important, mais au prix d'une plus grande résection d'os. Le diamètre maximal de la préparation est quant à lui limité par le diamètre et l'épaisseur des parois de la cavité, puisque l'intégrité de ces dernières est cruciale pour la stabilité de la composante après l'implantation.

En plus du diamètre de la cavité, la profondeur de la cavité nouvellement préparée influence également la perte d'os au bassin. Cette profondeur doit être au moins suffisante pour permettre une couverture de la surface externe de l'implant. L'approfondissement de la cavité est sous le contrôle du chirurgien, mais dépend aussi de la géométrie externe de la composante acétabulaire étant donné qu'un approfondissement plus important sera nécessaire pour couvrir un implant de forme hémisphérique versus un implant sous hémisphérique.

Finalement, le dessin de la composante acétabulaire a un impact direct sur la quantité d'os qui doit être réséquée pour permettre son implantation. Le diamètre de l'implant choisi, sa géométrie externe et l'épaisseur de la paroi de l'implant (dans le cas du resurfaçage) sont les facteurs les plus importants à considérer.

6.3 Recension de la littérature :

Un bel exemple d'une problématique ayant générée le développement d'une nouvelle technique d'implantation et la conception d'un nouvel implant acétabulaire est le RH. Comme il a été traité dans les chapitres précédents portant sur l'étude clinique randomisée, la technique de première génération de resurfaçage générait une perte osseuse acétabulaire plus grande que ce qui était générée par la PTH. En particulier, le diamètre plus gros de la tête fémorale du resurfaçage (comparé au diamètre de la PTH), combiné à la nécessité d'utiliser une couche de ciment et une épaisseur de composante acétabulaire tout en polyéthylène d'épaisseur minimale, rendait la préservation osseuse au bassin sous optimale. En utilisant une fixation sans ciment et une composante acétabulaire en métal et plus mince dans la nouvelle génération de resurfaçage, l'étude clinique a démontré qu'il était possible d'arriver à obtenir une préservation d'os similaire à celle obtenue avec la PTH.

Le remplacement acétabulaire sans ciment est la seule méthode actuellement employée pour fixer la composante acétabulaire de resurfaçage de dernière génération. La composante acétabulaire de PTH peut, quant à elle, être fixée avec ou sans ciment, cette dernière technique étant plus fréquemment employée chez les jeunes patients et de façon routinière en Amérique du Nord. En général, la préservation osseuse est plus optimale avec l'utilisation d'implants non cimentés puisque la fixation par ciment nécessite toujours une résection presque complète de l'os sous chondral dense et sclérotique pour permettre un bon ancrage du ciment dans l'os poreux sous jacent [39].

Il n'existe pas de littérature sur l'influence relative des différents facteurs de la technique chirurgicale ou du dessin de l'implant acétabulaire sur la quantité de perte osseuse se produisant lors de l'implantation.

Crawford et al. [24] a comparé le volume de matériel synthétique réséqué après implantation de composantes acétabulaires de resurfaçage et de PTH dans un modèle expérimental. Dans les deux groupes, une pièce acétabulaire non cimentée et une pièce fémorale cimentée ont été utilisées. Dix hanches synthétiques (Sawbones) ont été séparées en 2 groupes égaux. En employant leurs techniques habituelles et des radiographies des spécimens pour planifier les tailles d'implants à utiliser, les auteurs ont préparé l'acétabulum et le fémur pour recevoir les composantes prothétiques. La quantité d'os réséquée a été estimée par la différence du poids des spécimens avant et après préparation. Celle-ci a été de 5.6 grammes avec le resurfaçage comparé à 1.8 grammes avec la PTH ($p < 0.001$). Il est par contre impossible de relier ces masses de matériel synthétiques avec du tissu humain.

Il paraît évident et logique que la perte osseuse soit augmentée en augmentant le diamètre et la profondeur de la cavité fraisée. De même, l'utilisation d'un implant plus grand, plus épais et de géométrie externe couvrant un plus grand angle est assurément associée à une plus grande perte osseuse. Cependant l'importance relative de la perte osseuse provoquée par ces facteurs n'est pas connue.

Chapitre 7

7.1 Méthodologie de l'étude de simulation par ordinateur

Le bassin d'un patient ayant subi avec succès un remplacement articulaire de la hanche gauche dégénérative par resurfaçage a été reconstruit à partir des images obtenues d'une tomographie axiale assistée par ordinateur passée avant l'opération. La cavité acétabulaire du patient ne démontrait pas de déformation mais des changements arthrosiques modérés. Cette morphologie représentait l'anatomie classique d'une arthrose modérée de la hanche couramment rencontrée.

L'appareil utilisait une technique de coupe multi barrette (GE LightSpeed VCT) à 120 Kpv. Toutes les images obtenues ont été codées en format Dicom d'une taille de 512x512 pixels qui équivalait à 372x372 mm et une épaisseur de coupe de 1.25 mm sans superposition. Ces images ont été segmentées et importées avec le logiciel CATIA (Dassault Systèmes, Suresnes, France) pour reconstruire le modèle du bassin en trois dimensions (3D).

Durant la chirurgie du patient, la cavité acétabulaire a été préparée avec un fraisage de diamètre 58 mm couvrant un angle de 165°. Ceci a permis d'obtenir une surface sphérique avec lit osseux saignant et quelques surfaces un peu plus sclérotiques mais démontrant toujours un saignement considéré adéquat. Un implant acétabulaire de 60 mm de diamètre externe couvrant un angle de 165° a été inséré avec interférence de 2 mm et jugé stable. Le suivi post opératoire s'est déroulé normalement et le patient a été satisfait du résultat clinique.

Lors de la reconstruction de la cavité acétabulaire en trois dimensions, nous avons tenu compte seulement de la structure osseuse pour exclure le volume de cartilage de l'estimation du volume de tissu réséqué lors des simulations de fraisages. Les plans frontal et sagittal ont été définis en fonction du système de coordonnées pelviennes du International Society of Biomechanics [40]. Le plan d'ouverture en antéverson de la cavité acétabulaire était défini par les parois de la cavité. À l'aide du logiciel CATIA (Dassault Systèmes), des modèles de fraises sphériques couvrant des angles de 165°, 170° et 180° ont été créés. Ces modèles de fraises correspondaient aux différents dessins extérieurs des composantes acétabulaires étudiées. La hauteur d'une fraise de 58 mm de diamètre était de 26.61 mm, 27.73 mm et 29

mm pour les dessins respectifs couvrant 165°, 170° et 180° (Figure 1 de l'article). Quant à eux, le diamètre externe de la fraise et la profondeur du fraisage étaient variables, et la technique de fraisage était simulée avec le logiciel CATIA. Pour toutes les simulations, le fraisage se faisait à 45° d'abduction dans le plan frontal tandis que l'antéversion était définie par l'anatomie du modèle, soit 30°. De plus, la profondeur du fraisage était considérée optimale lorsque le rebord de la fraise étudiée (et donc de la composante acétabulaire correspondante) était couvert par l'os en périphérie de la cavité acétabulaire. (Figure 2 de l'article). Lors des simulations, la surface osseuse de la cavité en contact direct avec la fraise était rehaussée de rouge. Ceci permettait de visualiser le contact osseux et la couverture de la fraise lors de l'animation du fraisage et ainsi simulait le contact osseux et la couverture de la composante acétabulaire lors de son implantation. L'approfondissement du fraisage au-delà de la position optimale représentait la médialisation.

L'estimation de la quantité d'os réséqué était calculée à partir du volume d'intersection de la fraise avec l'os à la fin de chaque simulation. Ce volume représentait donc la quantité d'os nécessaire à réséquer pour implanter une cupule acétabulaire de taille et de dessin spécifique pour la technique de préparation simulée. Ce volume d'os et le pourcentage de contact entre la fraise et l'os a été calculé pour 3 dessins de fraise (couvrant des angles de 165°, 170° et 180°), avec 7 diamètres différents (2 mm de moins à 4 mm de plus que le diamètre optimal), selon 5 approfondissements différents de fraisage (1 mm de moins à 3 mm de plus que la profondeur optimale).

Le prochain chapitre présente l'article « Factors affecting acetabular bone loss during primary hip arthroplasty – a quantitative analysis using computer simulation ».

Chapitre 8

8.1 Article original 2

Title: Factors affecting acetabular bone loss during primary hip arthroplasty – a quantitative analysis using computer simulation

Authors: Martin Lavigne MD FRCS¹, Reddi Krishna Boddu Siva Rama MS, MRCS², Muthu Ganapathi FRCS(Orth)², Renaud Winzenrieth Ph.D³, Natalia Nuño, Ph.D⁴ and Pascal André Vendittoli, MD, MSc, FRCS¹

1. Assistant Professors of Orthopaedics

Department of Surgery, Montreal University

Hôpital Maisonneuve-Rosemont

5345 Boul L'Assomption, Suite 55

Montréal, Québec H1T 4B3, Canada

2. Former Fellows in Lower Limb Reconstruction

Hôpital Maisonneuve-Rosemont

5345 Boul L'Assomption, Suite 55

Montréal, Québec H1T 4B3, Canada

3. Post-doctoral student, Département de génie de la production automatisée

Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

École de technologie supérieure

1100, rue Notre-Dame Ouest

Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

4. Professor, Département de génie de la production automatisée

Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

École de technologie supérieure

1100, rue Notre-Dame Ouest

Montréal, Québec, H3C 1K3, Canada

Corresponding Author:

Dr. Martin Lavigne MD FRCS

Assistant Professor in Orthopaedics

Department of Surgery, Montreal University

Hôpital Maisonneuve-Rosemont

5345 Boul L'Assomption, Suite 55

Montréal, Québec H1T 4B3, Canada.

Fax: 001 514 254 1596

Tel: 001 514 254 0785

e mail



Abstract

The design and size of an uncemented acetabular component of total hip arthroplasty and the reaming technique determine acetabular bone loss at implantation. We assessed the influence of using various reamer diameters, designs and reaming depth on the amount of bone removed during acetabular preparation by simulated reaming in a three-dimensional pelvic model, using computer software. The least amount of bone loss ($6,185 \text{ mm}^3$) providing optimal bone contact with the acetabular articular surface occurred with a 165° reamer design. Increase in reamer diameter, reaming depth and subtending angle of the reamer resulted in disproportionately large increase in the amount of bone resected compared to the relatively small increase in the reamer-bone contact area. Surgeons must be aware of the relative influence of the reaming technique and the implant design on the amount acetabular bone resection to optimize acetabular bone preservation during primary hip arthroplasty.

Key Words

Hip arthroplasty, bone resection, bone loss, acetabular preparation, acetabular reaming, three-dimensional computer model

Introduction

Articular replacement by prosthesis and methods of prosthesis fixation to bone (cemented or uncemented) require resection of a certain amount of host bone at implantation ¹. As more and more younger patients are undergoing hip arthroplasty, bone conserving prosthetic options are being actively explored.

To preserve femoral bone stock, many alternatives to conventional femoral prosthesis of total hip arthroplasty (THA) have been developed, such as resurfacing implants ², thrust plate prosthesis ^{3,4}, shorter stems ⁵ and neck-preserving prostheses ⁶. However, much less development has occurred on the acetabular side to design bone-preserving implants. There is also very little data quantifying the possible influence of factors such as cup design and reaming technique on acetabular bone loss during primary THA.

The objective of this study was to quantitatively compare, by computer simulations of uncemented acetabular cup implantations, the influence of the acetabular component design, size, and the reaming depth on the acetabular bone loss occurring at primary THA along with the corresponding change in the bone to implant contact area.

Materials and methods

The pelvis of a male patient who underwent a successful surface replacement arthroplasty for moderate degenerative changes in the left hip was preoperatively scanned with a multi-slice CT imager (GE LightSpeed VCT) at 120 Kpv. There were no significant acetabular deformations or hypertrophic changes. This represented the acetabular cavity encountered in most patients with primary osteo arthrosis undergoing primary hip arthroplasty. All images were encoded in Dicom format with a size of 512x512 pixels, field of view of 372x372 mm,

and slice thickness of 1.25 mm without overlap. The images were segmented and imported with SolidWorks (Dassault Systèmes, Suresnes, France) software to reconstruct a three-dimensional (3D) pelvis model. During patient surgery, preparation with a 58 mm reamer (165°) was considered to be adequate, providing a spherical and bleeding bony bed, with some sclerotic areas demonstrating pin-point bleeding. A 60 mm acetabular cup (2 mm press fit) with a subtending angle of 165° was inserted and was found stable. The patient had a successful outcome.

Only the bony structure was taken into account during 3D CT-scan reconstruction of the acetabular cavity, to exclude cartilage volume from the estimated amount of tissue resected during reaming. Frontal and sagittal planes were defined according to the pelvic coordinate system designated by the International Society of Biomechanics ⁷. Edges of the acetabular cavity served to delimit the acetabular opening plane. Using CATIA software (Dassault Systèmes), models of spherical shape reamers with subtending angles of 165°, 170° and 180°, were created. Those reamers corresponded to the acetabular cup design studied. Heights of the reamers with a 58 mm diameter were 26.61 mm, 27.73 mm and 29 mm for the 165°, 170° and 180° designs, respectively (Figure 1). Reamer diameter and reaming depth could be varied, and reaming was simulated with CATIA software. Reaming was undertaken at 45° of abduction in the frontal plane with 1 mm increments of depth. Anteversion of the reamer followed the model's anatomy in all simulations (30°).

Reaming depth was considered optimal when the edge of the specific reamer (and, hence, the corresponding cup) was covered by bone in the periphery of the acetabulum (Figure 2). The bony surface which was in direct contact with the reamer was depicted in red color in the models. This enabled visual assessment of bone contact and coverage during animated reaming, and therefore simulated acetabular component to bone contact and coverage that

would occur after cup implantation. Further reaming beyond this optimal depth was considered as medialization (increased depth of reaming).

The amount of bone resected was estimated by calculating the volume of intersection of the reamer and the bone at the end of a reaming process. This volume represented the bone loss that would be necessary for implantation of an acetabular cup of corresponding size and design for that particular reaming process. The amount of bone resection and percentage area of reamer surface with bone contact were calculated for 3 designs of reamers (with 165°, 170° and 180° angles), at 7 different sizes (2 mm less to 4 mm more than the optimal diameter at 1 mm increments), with 5 different depths of reaming (1 mm less to 3 mm more than the optimal depth at 1 mm increments).

Results

1. Optimal simulation: bone loss and contact area

From the CT scan, the acetabular average diameter was measured to be 56.2 mm. Simulated reaming suggested 58 mm reamer as the optimal diameter and it correlated with the intraoperative findings. Reaming was simulated with a 165°/58 mm reamer and was stopped when the edge of the reamer had peripheral coverage by bone. At this depth, the estimated amount of acetabular bone resection was 6,185 mm³. It was also determined that there would be bone contact over 75% of the outer surface of the reamer, which corresponded to contact with 96% of the estimated acetabular articular surface (horseshoe) (Figure 3). At this depth of reaming, there was no contact between the reamer and the floor of the acetabular fossa. This simulation was considered as the optimal acetabular cavity preparation minimizing bone loss.

Complete contact (100%) of the reamer surface with bone could never be achieved in any of the simulations in this study due to the intrinsic acetabular cavity anatomical shape characterized by a deficient inferior area (horseshoe shape). The maximum % of reamer (and hence cup) contact with bone achievable was 85%.

2. Influence of the reamer diameter on bone loss and contact area

Reamer diameter had a strong influence on the amount of bone resected (Figure 4). Increasing the reamer diameter resulted in disproportionately larger increments of bone resection compared to corresponding increases in the reamer-bone contact area. For example, with the 165° reamers, increasing the reamer diameter from 58 mm to 60 mm increased bone resection by 59% (from 6,185 to 9,806 mm³). However, the reamer-bone contact area increased only by 11% (from 3,616 to 4,005 mm²).

3. Influence of the reaming depth on bone loss and contact area

Reaming depth also had a strong influence on the amount of bone resected regardless of the reamer design. Figure 5 shows the amount of bone volume resected for various reaming depths to implant the three acetabular cup designs. Bone resection increased greatly for each additional millimeter of reaming depth with only a small increment of reamer-bone contact area. For example, with the 58 mm/165° reamer, reaming 3 mm deeper than the optimal depth increased the bone resection by 103% (from 6,185 mm³ to 12,568 mm³) but reamer-bone contact area increased by only 14% (from 3,616 mm² to 4,117 mm²) (Figure 6). Therefore, even with medialization of the 58 mm/165° reamer by 3 mm more than optimal, only 85% of the reamer surface was in contact with bone.

Due to its increased height (Figure 1), the 58 mm/180° reamer came into contact with most of the bony medial acetabular cavity (the horseshoe disappeared) when the reamer edge was covered by bone (optimal reaming depth for this particular design). Still, the contact area was only 13% more than that achieved by the 58 mm/165° reamer at its optimal depth. As the 58 mm/180° reamer has greater surface area than the 58 mm/165° reamer, the percentage of reamer surface in contact with bone still was only 78%.

4. Influence of the reamer (cup) design on bone loss and contact area

Acetabular bone resection was greatly influenced by the reamer design (and hence the cup) based on its subtending angle (165°, 170° and 180°) (Figure 4). The greater the subtending angle of the reamer, the greater was the amount of bone resected to seat to optimal depth. Compared to the 58 mm/165° reamer, which resected 6,185 mm³ of bone, the 58 mm/170° reamer resected 8,531 mm³ of bone (38% more bone loss) and the 58 mm/180° reamer resected 11,263 mm³ of bone (83% more bone loss). However, the corresponding increase in reamer-bone contact area was only 7% for the 58 mm/170° reamer and 13% for the 58 mm/180° reamer when compared to the 58 mm/165° reamer.

Discussion

In the young adult with a hip replacement potentially facing multiple revisions, acetabular bone preservation is as crucial as femoral bone preservation during primary hip arthroplasty. Although much effort has been made to reduce post-operative bone loss by minimizing wear and improving long-term fixation of the implant, less emphasis has been placed so far on strategies that can be under the surgeon control to diminish the intra-operative acetabular bone loss occurring at primary hip arthroplasty.

Many factors implicated in causing the acetabular bone deficiency encountered during revision surgery such as wear-induced osteolysis ⁸⁻¹⁰, infection ¹¹, stress shielding ^{12,13}, and high fluid pressure in the effective joint space ^{14,15} may be beyond the control of the surgeon. However any design feature or technical consideration which can preserve acetabular bone stock during the primary procedure may be potentially beneficial provided that the primary stability of the cup and potential for bony ingrowth is not compromised.

The main factors being under the surgeon control which can influence intra-operative acetabular bone loss are the reaming technique and the choice of design of the acetabular component. The goal of our study was to quantify the relative bone loss which can occur with different cup designs, size and reaming depth and compare the proportionate change in the reamer bone contact area.

The results of our study with regards to the factors affecting bone loss were somewhat expected. However, we were surprised by the significant influence of only minor changes in the surgical technique and cup design on the amount of bone stock lost during acetabular cavity preparation. We have demonstrated that increasing the size and deepening the acetabular cavity have an enormous impact on acetabular bone loss with much lesser gain in the reamer bone contact area.

Conventional reaming technique involves medial reaming to the tear drop (the true floor of the acetabulum) and using reamers of increasing size until cancellous bleeding bone is exposed. In the cemented component, clinical studies have shown better survivorship in such situations due to better micro-interlock of the cement with bone ^{16,17}. For an uncemented acetabular component, the necessity of such a cancellous bony bed to ensure long-term

fixation by secondary osseointegration is not essential and it is certainly not necessary for primary stability, as preservation of the strong subchondral bone is favoured. The reaming of the acetabular cavity must provide a bony bed, allowing optimal contact, coverage and primary stability of the cup, with a sufficient bleeding surface for osseointegration of the implant. It is difficult to accurately predict the amount of bone contact required for successful osseointegration once primary stability is achieved although 50% host bone contact has been suggested as the minimal requirement during revision procedures.

The minimal amount of bleeding of the bony bed to ensure Osseointegration is not known, but clinical experience has demonstrated that long-term component stability can be achieved, provided at least point bleeding and optimal primary cup stability are attained ¹⁸. Moreover, preserving the strong subchondral plate ¹⁹ can reproduce normal stress transfer to the pelvis with uncemented implants ²⁰. If those principles are followed, the acetabular cavity preparation can be achieved with optimal bone stock preservation.

A proposed advantage of medialization of the acetabular component is to reduce the body weight lever arm and thus joint reaction force ²¹. Although this may be helpful in reducing the wear in conventional UHMWPE bearings, this factor may not be of much significance with newer bearing materials particularly the hard on hard bearings.

Medialising a cup with a lower subtending angle may also place the cup too deep in the acetabulum with risk of impingement on the acetabular wall.

Our study has also shown that acetabular bone loss is greatly affected by acetabular component design. The mean subtending angle of the native acetabulum varies from 145° to 173° ²². Therefore, to optimally position a non-anatomical 180° cup with peripheral coverage,

the surgeon has to ream more medially than for a cup with more anatomical subtending angle. The 2.4 mm increase in height of a 58 mm/180° cup over a 58 mm/165° cup translates into 82% more bone loss with minimal gain in the bone contact area.

It has been proposed that reaming to the medial wall is important for restoration of anatomical centre of rotation. However the centre of rotation of the prosthetic hip joint depends not only on the depth of reaming, but also depends on the cup design including the polar thickness of the cup and the liner. For example, restoration of identical centre of rotation can be achieved with much less medial placement of a 165° cup with uniform wall thickness when compared to the medial reaming required for placement of a 180° cup with a lateralized centre of rotation (either due to polar thickness in the shell or the liner). With more anatomical acetabular components (165°), we have demonstrated, in a previous study, that the hip's anatomical centre of rotation could be restored precisely when reaming was performed appropriately²³.

The exact amount of bone loss we measured with our computer model was not validated against an experimental model, but based on mathematical calculation. However we believe that the difference in the magnitude of bone loss and the gain in contact area with changes in the reamer design, reamer depth and reamer diameter are more clinically relevant.

A clinical study to measure acetabular bone loss would have been ideal, but not practical because of the variables involved. It would also be difficult to isolate bone from other tissue and blood. Saw bones were tested in a recent study comparing bone loss during implantation of uncemented cups for THA and surface replacement arthroplasty¹. The number of experiments we performed in the present study renders the use of saw bones impracticable,

and calculation of the contact area would not be as precise. The reaming technique will also be difficult to standardize.

In conclusion, we feel that acetabular bone preservation should be considered as important as femoral bone preservation during primary hip arthroplasty. While favouring a surgical technique that will provide long-term fixation of the acetabular component, surgeons should be aware of the significant impact of over sizing and over deepening of the acetabular cavity on the degree of bone loss and the disproportionately minimal gain in the contact area. We have also shown that the component design has a strong influence on primary acetabular bone resection. With advent of more anatomical cup designs with their corresponding special reamers and increasing use of alternate bearings, it would be appropriate for surgeons to consider optimizing the reaming techniques.

Acknowledgement:

Dominic Plamondon, MSc, for his valuable input and computer modeling.

Figures

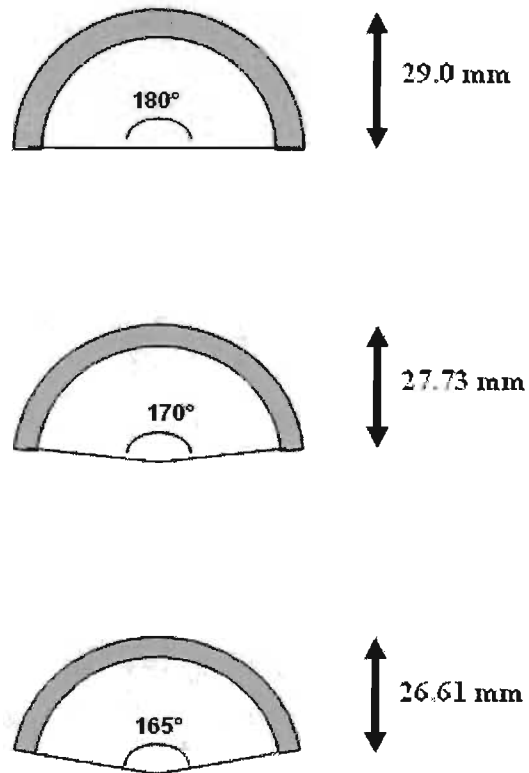


Figure 1

Three designs of the acetabular component and their corresponding reamers based on their subtending angles, which determine their heights.



Figure 2

Computer simulation representing the cup implanted in the optimal position, at 45° of abduction and 30° of anteversion, with the edge of the component covered by bone

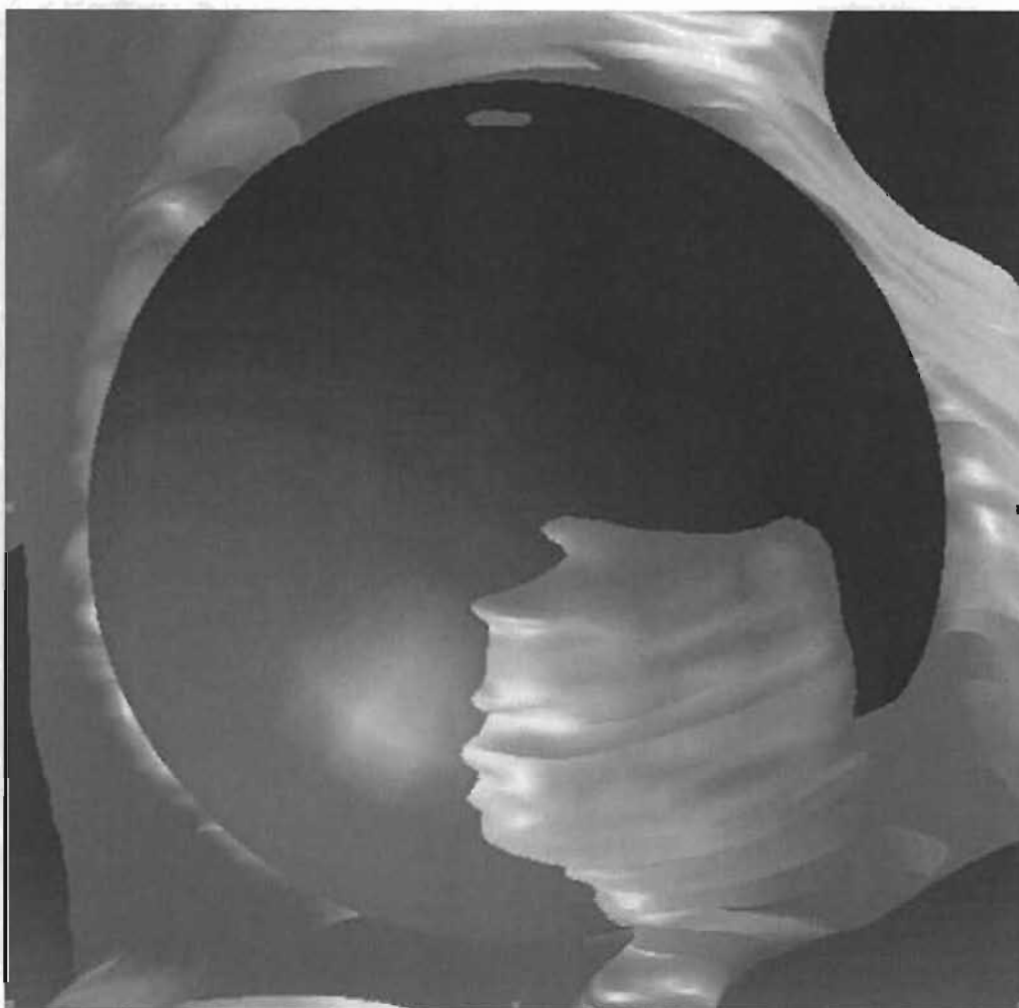


Figure 3

Computer simulation showing reamer-bone contact area (in red) at optimal position and depth for a 58 mm/165° reamer in the optimal position and depth.

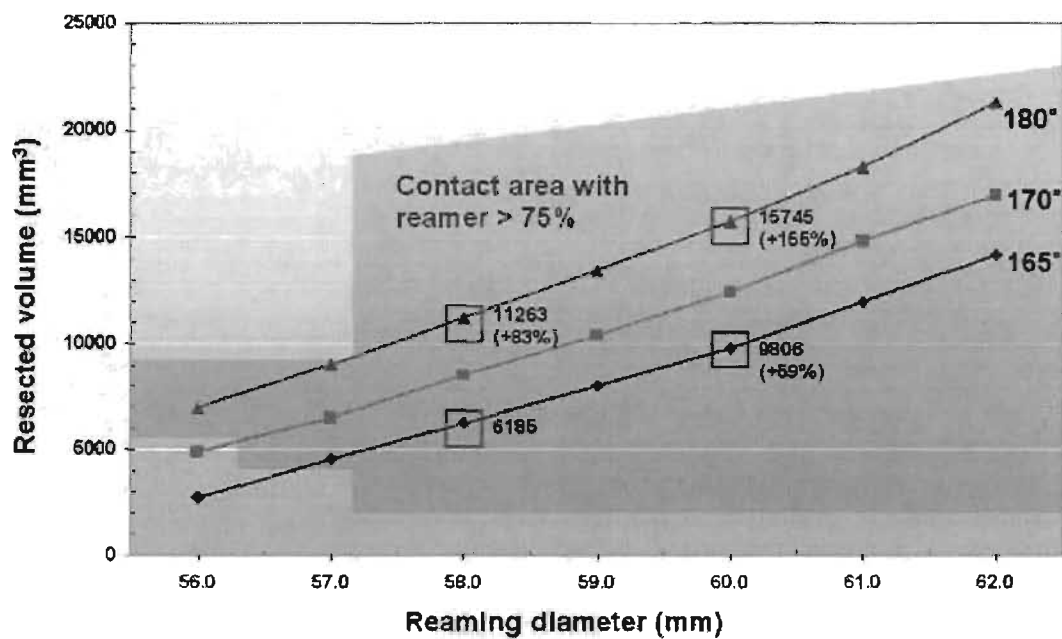


Figure 4

Volume of bone resected (mm³) with different reamer diameters (mm) of the 3 different designs at optimal reaming depth. The shadowed area on the graph represents at least 75% reamer outer surface in contact with bone. Numbers in parentheses represent the percentage increase in bone resection compared to the 58 mm/165° reamer.

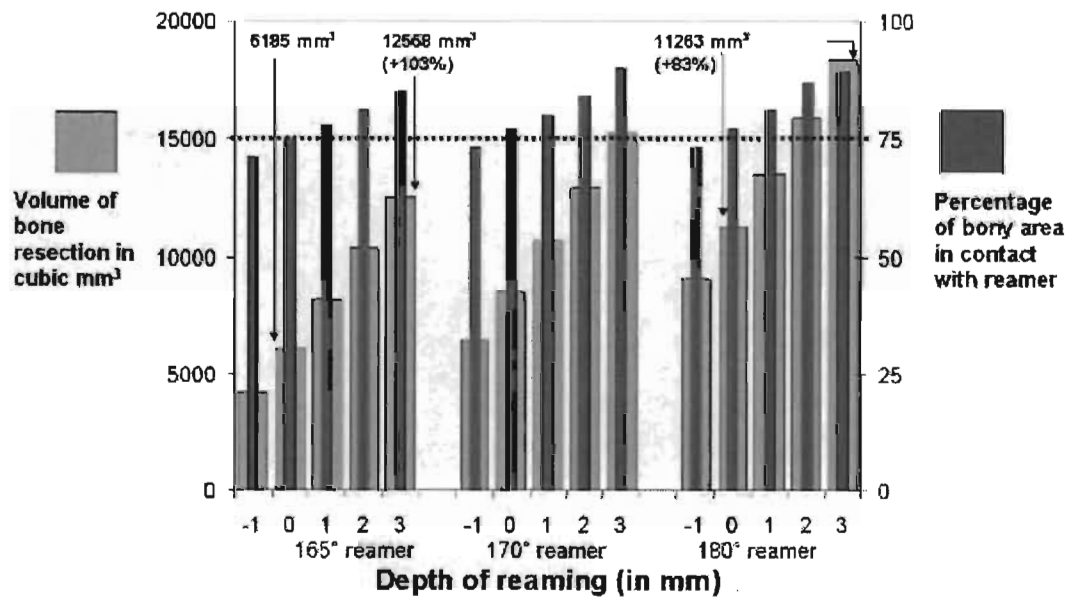


Figure 5

Volume of bone resected (mm^3) at different depths of implantation (mm) with the 3 58-mm reamer designs (165° , 170° and 180° subtending angle designs). The dotted line shows 75% bony contact with the reamer outer surface. Numbers in parentheses represent the percentage increase in volume of bone resection compared to optimal reaming (reaming depth of 0 mm) with the 165° design reamer.

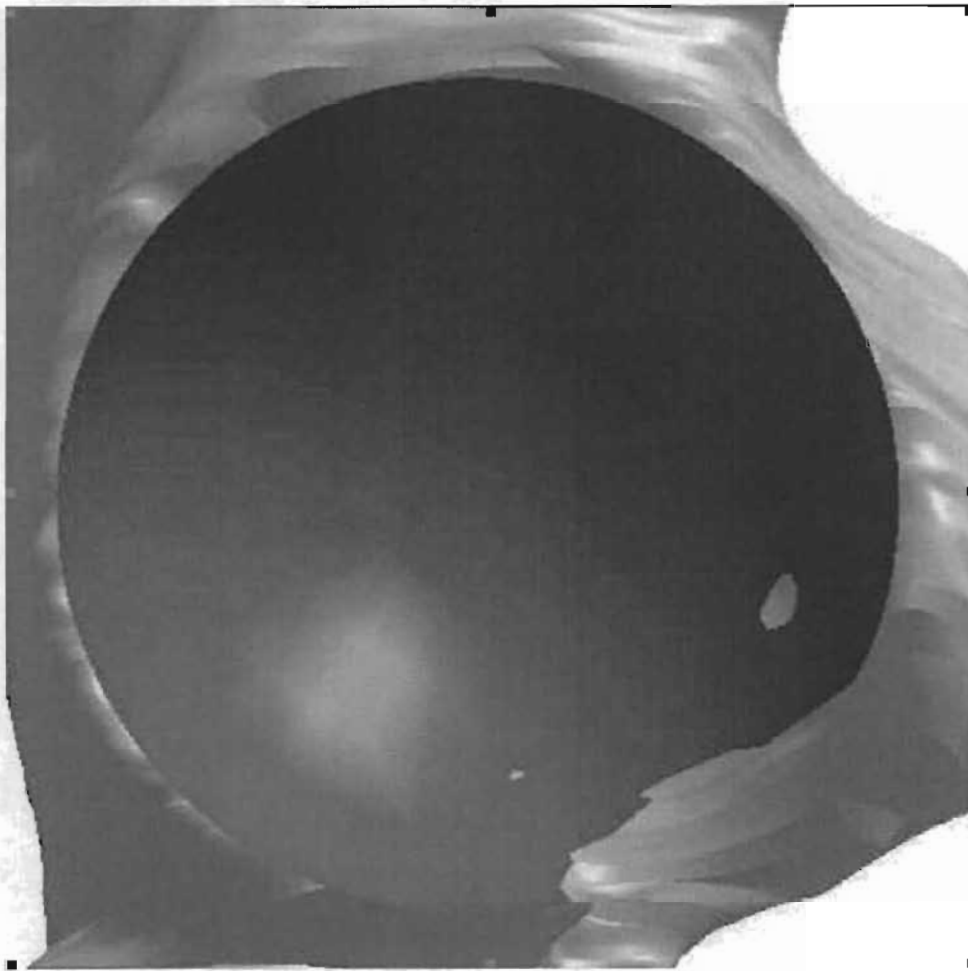


Figure 6

Computer simulation showing reamer-bone contact area when the 58 mm/165° reamer was medialised by 3 mm. The horseshoe shape of the acetabulum disappeared and 85% of the reamer surface was in contact with bone.

Table:

Table 1: Amount of bone resected with absolute values and percentage of reamer-bone contact area achieved using 58 mm reamers of 3 different designs based on their subtending angles

	Subtending angle of the reamers		
	165°	170°	180°
Bone volume resected (mm ³)	6,185	8,531	11,263
Area of reamed bone (mm ²)	3,616	3,877	4,087
% of reamer-bone contact area	75	77	78

References

1. Crawford JR, Palmer SJ, Wilmhurst JA, Villar RN. Bone loss at hip resurfacing: A comparison with total hip arthroplasty. *Hip International* 2005;13:195-8.
2. McMinn D, Daniel J. History and modern concepts in surface replacement. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2006;220-2:239-51.
3. Huggler AH, Jacob HA. A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch Orthop Trauma Surg* 1980;97-2:141-4.
4. Buergi ML, Stoffel KK, Jacob HA, Bereiter HH. Radiological findings and clinical results of 102 thrust-plate femoral hip prostheses: a follow-up of 2 to 8 years. *J Arthroplasty* 2005;20-1:108-17.
5. Morrey BF. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1989-249:169-75.
6. Braud P, Freeman MA. The effect of retention of the femoral neck and of cement upon the stability of a proximal femoral prosthesis. *J Arthroplasty* 1990;5 Suppl:S5-10.
7. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech* 2002;35-4:543-8.
8. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74-6:849-63.
9. Athanasou NA, Quinn J, Bulstrode CJ. Resorption of bone by inflammatory cells derived from the joint capsule of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74-1:57-62.
10. Harris WH. Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. *Clin Orthop Relat Res* 2001-393:66-70.

11. **Hanssen AD, Spangehl MJ.** Treatment of the infected hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2004;420:63-71.
12. **Wright JM, Pellicci PM, Salvati EA, Ghelman B, Roberts MM, Koh JL.** Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A-4:529-36.
13. **Digas G, Karrholm J, Thanner J.** Different loss of BMD using uncemented press-fit and whole polyethylene cups fixed with cement: repeated DXA studies in 96 hips randomized to 3 types of fixation. *Acta Orthop* 2006;77-2:218-26.
14. **Van der Vis HM, Aspenberg P, Marti RK, Tigchelaar W, Van Noorden CJ.** Fluid pressure causes bone resorption in a rabbit model of prosthetic loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1998-350:201-8.
15. **Aspenberg P, Van der Vis H.** Migration, particles, and fluid pressure. A discussion of causes of prosthetic loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1998-352:75-80.
16. **Crites BM, Berend ME, Ritter MA.** Technical considerations of cemented acetabular components: a 30-year evaluation. *Clin Orthop Relat Res* 2000-381:114-9.
17. **Flivik G, Kristiansson I, Kesteris U, Ryd L.** Is removal of subchondral bone plate advantageous in cemented cup fixation? A randomized RSA study. *Clin Orthop Relat Res* 2006;448:164-72.
18. **Morscher EW.** Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1992-274:172-93.
19. **Jacob HA, Huggler AH, Dietschi C, Schreiber A.** Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of the human pelvis. *J Biomech* 1976;9-10:625-7.

20. **Thompson MS, Northmore-Ball MD, Tanner KE.** Effects of acetabular resurfacing component material and fixation on the strain distribution in the pelvis. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2002;216-4:237-45.
21. **Iglic A, Antolic V, Srakar F.** Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts. *Arch Orthop Trauma Surg* 1993;112-3:124-6.
22. **Thompson MS, Dawson T, Kuiper JH, Northmore-Ball MD, Tanner KE.** Acetabular morphology and resurfacing design. *J Biomech* 2000;33-12:1645-53.
23. **Girard J, Lavigne M, Vendittoli PA, Roy AG.** Biomechanical reconstruction of the hip: a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88-6:721-6.

Chapitre 9

9.1 Discussion sur l'étude de simulation par ordinateur

Les limites de cette étude par simulation sont discutées en détails dans l'article soumis. Une étude expérimentale similaire sur os synthétique nous aurait permis de mesurer la quantité de matériel réséqué en fonction des différents facteurs étudiés. Par contre, cette quantité d'os synthétique mesurée ne nous aurait pas donné plus d'information que celle obtenue par simulation puisqu'elle ne représente pas du tissu humain. De plus, il était plus facile de standardiser la technique chirurgicale par simulation sur ordinateur. Il est important de garder à l'esprit que les valeurs relatives en pourcentage de perte osseuse entre les différents facteurs sont plus importantes que la valeur brute, puisque le modèle n'a pas été validé cliniquement. La validation clinique de notre étude aurait été difficile à faire étant donné la présence de sang, d'eau, de cartilage et autres tissus durant la chirurgie qui rend la mesure précise de la quantité de tissu osseux impossible.

Au-delà de l'objectif de préserver le stock osseux durant le remplacement acétabulaire, l'obtention de la stabilité primaire de l'implant a bien évidemment préséance. Cette stabilité primaire est primordiale pour permettre une intégration osseuse secondaire assurant une fixation à long terme de l'implant, laquelle ne peut survenir que si le mouvement (micro motion) de l'implant est marginal. La stabilité primaire ne peut être obtenue que par la préparation d'une cavité de diamètre suffisant pour créer une surface sphérique avec des parois solides. L'approfondissement doit être suffisant pour permettre une couverture de l'implant. En plus, l'intégration secondaire ne sera possible que si la préparation acétabulaire démontre un saignement de l'os sous chondral.

Le chirurgien peut augmenter la perte osseuse au bassin lors de l'implantation d'une composante acétabulaire s'il élargit ou approfondit trop la cavité acétabulaire malgré qu'il ait atteint une préparation acétabulaire permettant une stabilité et une couverture optimale. Il a été surprenant de constater l'importance de changements mineurs de la technique chirurgicale sur la quantité d'os sacrifiée au bassin durant les simulations de cette étude.

La technique classique de préparation de l'acétabulum consiste à approfondir le fraisage jusqu'au fond de la cavité pour effacer toute la fosse acétabulaire pour ensuite agrandir la cavité au diamètre offrant un saignement satisfaisant (figure 4).

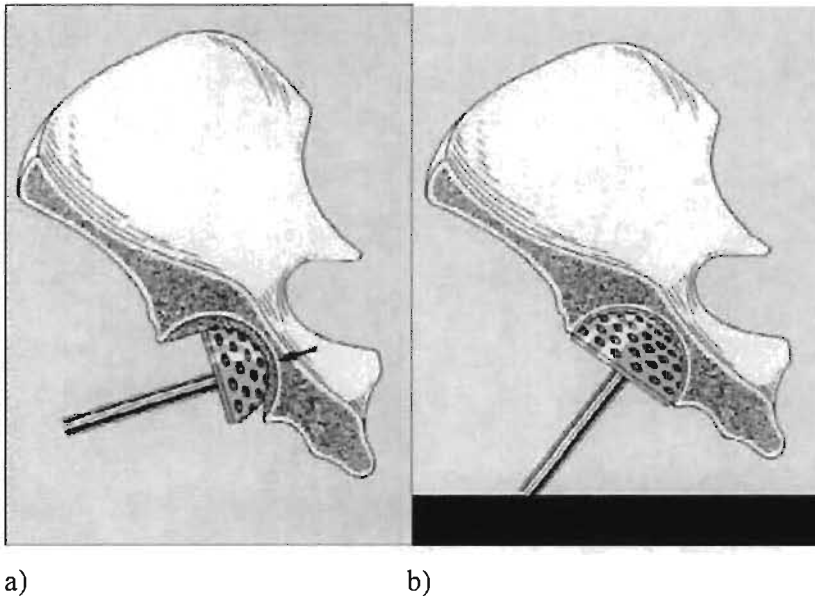


Figure 4 : technique de préparation classique de la cavité acétabulaire avec a) approfondissement du fraisage jusqu'au fond de la cavité et b) utilisation de fraises de diamètre plus grand pour obtenir un saignement adéquat de l'os.

Cette technique a été développée à l'époque où une composante acétabulaire de polyéthylène cimentée était utilisée. Avec cette technique classique de préparation acétabulaire, le centre de rotation de la composante acétabulaire est alors déplacé légèrement en direction médiale, ce qui réduit le bras de levier du corps humain et, en conséquence, la grandeur des forces transmises à la prothèse acétabulaire. De cette façon, l'usure du polyéthylène est réduite. En plus, l'os sous chondral est généralement presque tout réséqué lors de la médialisation, produisant ainsi un lit osseux saignant et poreux, ce qui est avantageux pour la fixation par ciment [39].

Avec l'utilisation prédominante de composantes acétabulaires en métal avec des articulations de nouvelle génération démontrant un taux d'usure grandement réduit, l'avantage de la médialisation de l'implant pour en réduire son usure devient plutôt minime. De plus, la fixation sans ciment ne nécessite pas le sacrifice de l'os sous chondral pour obtenir une surface d'os poreux ce qui permet d'éviter la médialisation. Il est donc plausible de croire que

la technique classique de préparation de l'acétabulum ne soit plus appropriée dans le contexte actuel, d'autant plus qu'elle génère une importante perte de stock osseux.

Le dessin de l'implant acétabulaire est directement relié au degré de médialisation nécessaire pour obtenir une couverture complète de l'implant. La majorité des implants actuellement sur le marché ont une géométrie externe hémisphérique couvrant 180 degrés (forme hémisphérique), alors que la cavité acétabulaire normale couvre en moyenne 158 degrés [41]. Les dessins de la majorité des implants actuellement sur le marché ne reproduisent donc pas l'anatomie normale du patient et nécessitent une plus grande médialisation lors de la préparation, provoquant ainsi une plus grande perte osseuse.

Les différentes composantes de resurfaçage sur le marché présentent des parois d'épaisseur variant de 2.5 à 6 mm. Les résultats des simulations sur l'influence du diamètre de l'implant sur la perte osseuse peuvent être extrapolés au cas du resurfaçage de la hanche. Pour une taille de composante fémorale donnée, l'augmentation de 2 mm du diamètre externe de la composante acétabulaire correspond à une composante acétabulaire de resurfaçage possédant des parois plus épaisses de 1mm (2 parois de 1mm = 2 mm de plus dans le diamètre externe de l'implant). L'épaisseur de la paroi acétabulaire de resurfaçage a donc elle aussi une influence importante sur la perte osseuse qui se produit lors de l'implantation.

9.2 Conclusion de l'étude de simulation par ordinateur

Cette étude a permis de démontrer l'importance de la perte osseuse acétabulaire qui se produit entre des variations minimales du dessin de l'implant et de la technique chirurgicale. Ces facteurs et leur influence sur la perte osseuse doivent être connus pour permettre au chirurgien d'optimiser la conservation osseuse acétabulaire dans le remplacement de la hanche. Des recommandations sont proposées au chapitre suivant.

Chapitre 10

10.1 Conclusion générale et recommandations

Le premier objectif de ce travail de recherche nous a permis, à l'aide d'une étude clinique randomisée, de démontrer que la perte osseuse acétabulaire était similaire entre le RH et la PTH. L'avantage majeur du RH, soit une meilleure conservation osseuse par rapport à la PTH, semble donc confirmé. Il serait donc justifié d'utiliser cette technique de façon préférentielle chez les jeunes patients qui sont à plus haut risque de subir une chirurgie de reprise en autant que les résultats cliniques de cette technique restent comparables à la PTH qui représente toujours le standard thérapeutique actuel.

Quant à elle, la deuxième partie de ce travail de recherche nous a permis de constater, à l'aide d'une étude de simulation par ordinateur, que de minimes changements du dessin et dans la technique chirurgicale ont impact important sur la résection osseuse qui survient durant l'implantation de la composante acétabulaire de RH et de PTH. En particulier, les résultats de notre étude nous permettent de proposer certaines recommandations qui favoriseraient une meilleure préservation de l'os acétabulaire durant l'implantation d'une composante acétabulaire. Il serait recommandé d'utiliser un dessin de composante acétabulaire anatomique dont l'angle de couverture se rapproche le plus de l'anatomie normale de la cavité acétabulaire. La médialisation de la préparation acétabulaire devrait être tout juste assez profonde pour permettre une couverture adéquate de l'implant sans tenter de rejoindre le fond de la fosse acétabulaire de façon routinière. Dans le cas du RH, l'épaisseur de la composante acétabulaire devrait être la plus mince permise possible, tout en respectant une épaisseur minimale pour éviter une déformation de la composante.

Bibliographie générale

1. van Saase, J.L. et al. *Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations.* Ann Rheum Dis 1989; **48** (4): 271-80.
2. Wilson, M.G. et al. *Idiopathic symptomatic osteoarthritis of the hip and knee: a population-based incidence study.* Mayo Clin Proc 1990; **65** (9): 1214-21.
3. Harris, W.H. *Etiology of osteoarthritis of the hip.* Clin Orthop Relat Res 1986; (213): 20-33.
4. Ganz, R. et al. *Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip.* Clin Orthop 2003; 417: 112-20.
5. C.I.H.I. *Canadian Joint replacement registry (CJRR)- Annual Report 2005.* www.cihi.ca.
6. Hoaglund, F. et al. *Primary osteoarthritis of the hip: Etiology and epidemiology.* J Am Acad Orthop Surg 2001; **9** (5): 320-327.
7. Berry, D.J. et al. *Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components.* J Bone Joint Surg Am 2002; **84-A** (2): 171-7.
8. Swedish National Register, *Annual Report 2004.* www.jru.orthop.gu.se.
9. C.I.H.I. *Canadian Joint replacement registry (CJRR)- Annual Report 2007.* www.cihi.ca.
10. Retpen, J.B. et al. *Unsatisfactory results after repeated revision of hip arthroplasty. 61 cases followed for 5 (1-10) years.* Acta Orthop Scand 1992; **63** (2): 120-7.
11. Gioe, T.J. *Dislocation following revision total hip arthroplasty.* Am J Orthop 2002; **31** (4): 225-7.
12. Gore, D.R. et al. *Comparison of function two years after revision of failed total hip arthroplasty and primary hip arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res 1986; (208): 168-73.
13. Blacha, J. et al. *The Burch-Schneider antiprotrusio cage in revision hip arthroplasty with acetabular bone defect.* Ortop Traumatol Rehabil 2004; **6** (5): 631-7.
14. Saleh, K.J. et al. *Revision total hip arthroplasty with the use of structural acetabular allograft and reconstruction ring: a case series with a 10-year average follow-up.* J Arthroplasty 2000; **15** (8): 951-8.

15. Pollock, F.H. et al. *The fate of massive allografts in total hip acetabular revision surgery*. J Arthroplasty 1992; 7 (3): 271-6.
16. Reuben, J.D. et al. *Cost comparison between bilateral simultaneous, staged, and unilateral total joint arthroplasty*. J Arthroplasty 1998; 13 (2): 172-9.
17. Meyers, S.J. et al. *Inpatient cost of primary total joint arthroplasty*. J Arthroplasty 1996; 11 (3): 281-5.
18. Learmonth, I. *Conservative hip implants*. Current Orthopaedics 2005; 19: 255-62.
19. Grigoris, P. et al. *The evolution of hip resurfacing arthroplasty*. Orthop Clin North Am 2005; 36 (2): 125-34.
20. Capello, W.N. et al. *Analysis of revision surgery of resurfacing hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res 1982; (170): 50-5.
21. Bradley, G.W. and M.A. Freeman. *Revision of failed hip resurfacing*. Clin Orthop Relat Res 1983; (178): 236-40.
22. Amstutz, H.C. et al. *Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 1984; 66 (2): 228-41.
23. Loughhead, J.M. et al. *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip: a comparison with hybrid total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br 2006; 88 (1): 31-4.
24. Crawford, J. et al. *Bone loss at hip resurfacing: A comparison with total hip arthroplasty*. Hip International 2005; 15 (4): 195-98.
25. Winter, E. et al. *Allogeneic cancellous bone graft and a Burch-Schneider ring for acetabular reconstruction in revision hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am 2001; 83-A (6): 862-7.
26. Trentani, C. and F. Vaccarino. *Complications in surface replacement arthroplasty of the hip: experience with the Paltrinieri-Trentani prosthesis*. Int Orthop 1981; 4 (4): 247-52.
27. Bierbaum, B.E. and R. Sweet. *Complications of resurfacing arthroplasty*. Orthop Clin North Am 1982; 13 (4): 761-75.
28. Capello, W.N. and T.M. Trancik. *Hip surface replacement: the Indiana experience*. Hip 1982: 167-84.
29. Howie, D.W. et al. *Metal-on-metal resurfacing versus total hip replacement-the value of a randomized clinical trial*. Orthop Clin North Am 2005; 36 (2): 195-201.

30. Ritter, M.A. and T.J. Gioe. *Conventional versus resurfacing total hip arthroplasty. A long-term prospective study of concomitant bilateral implantation of prostheses.* J Bone Joint Surg Am 1986; **68**(2): 216-25.
31. Field, R., T. Kavanagh, and P. Singh, *Is surface replacement a bone conserving procedure on the acetabular bone stock? - an analysis of 257 consecutive surface replacements and 458 primary hybrid total hip replacements.* J Bone Joint Surg Br 2004; **86**(Suppl 1): S19.
32. Silva, M. et al. *The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am 2004; **86-A**(1): 40-6.
33. Vendittoli, P. et al. *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip.* J Bone Joint Surg Br 2006; **88**: 838-39 (letter to the editor).
34. Beaulé, P. *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip.* J Bone Joint Surg Br 2006; **88**: 838 (letter to the editor).
35. Roberts, P. and P. Grigoris. *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip.* J Bone Joint Surg Br 2006; **88**: 839 (letter to the editor).
36. Muirhead-Allwood, S. et al. *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip.* J Bone Joint Surg Br 2006; **88**: 1117 (letter to the editor).
37. Bellamy, N. et al. *Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee.* J Rheumatol, 1988; **15**(12): 1833-40.
38. Dunlop, D. *Further opinion (A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement.* J Bone Joint Surg Br (electronic) 2006.
39. Flivik, G. et al. *Is removal of subchondral bone plate advantageous in cemented cup fixation? A randomized RSA study.* Clin Orthop Relat Res 2006; **448**: 164-72.
40. Wu, G. et al. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics.* J Biomech 2002; **35**(4): 543-8.
41. Thompson, M.S. et al. *Acetabular morphology and resurfacing design.* J Biomech 2000; **33** (12): 1645-53.